



**UNIVERSITETI POLITEKNIK I TIRANËS
FAKULTETI INXHINIERISË MATEMATIKE DHE INXHINIERISË FIZIKE
DEPARTAMENTI I INXHINIERISË FIZIKE**

DISERTACION

PËR MARRJEN E GRADËS “DOKTOR I SHKENCAVE”

**PROCEDURAT E OPTIMIZIMIT NË SISTEMIN E KONTROLLIT TEKNIK
NË PAJISJET ME RREZE X , SI ELEMENT PËR REDUKTIMIN E
DOZAVE NË EKSPOZIMET MJEKËSORE**

Punoi: Rustem PACI

Udhëheqës: Prof. Dr. Fatos YLLI

Tiranë, 2015



UNIVERSITETI POLITEKNIK I TIRANËS
FAKULTETI INXHINIERISË MATEMATIKE DHE INXHINIERISË FIZIKE
DEPARTAMENTI I INXHINIERISË FIZIKE

DISERTACION

Paraqitur nga:

Rustem PACI

për marrjen e gradës

“DOKTOR I SHKENCAVE”

TEMA:

PROCEDURAT E OPTIMIZIMIT NË SISTEMIN E KONTROLLIT TEKNIK NË PAJISJET
ME RREZE X , SI ELEMENT PËR REDUKTIMIN E DOZAVE NË EKSPOZIMET
MJEKËSORE

Mbrohet më datë 17 / 04 / 2015, para Komisionit të përbërë nga:

1. Prof . Dr. Partizan MALKAJ Kryetar/Oponent
2. Prof.Dr. Theodhor KARAJA Anëtar / Oponent
3. Prof .Dr Fatos KLOSI Anëtar
4. Prof .Asoc.Dr. Dhurata KUQI Anëtar
5. Prof .Dr. Kostandin DOLLANI Anëtar

Tiranë, 2015

**PROCEDURAT E OPTIMIZIMIT NË
SISTEMIN E KONTROLLIT TEKNIK NË
PAJISJET ME RREZE X , SI ELEMENT
PËR REDUKTIMIN E DOZAVE NË
EKSPOZIMET MJEKËSORE**

PËRMBAJTJA**fq**

Lista e figurave	VII
Lista e tabelave	IX
Dedikim	X
Falenderim	XI
Qëllimi	XII
Abstrakt	XII

KAPITULLI I**fq****Rrezatimi X dhe karakteristikat spektrale**

Hyrje	1
1.1 Rrezet Röntgen	2
1.1.1 Vetitë Fizike	4
1.1.2 Vetitë Kimike	4
1.1.3 Vetitë Biologjike	4
1.2 Imazheria e Përgjithshme	5
1.3 Përftimi i Rrezeve X në Diagnostikë	5
1.4 Filtrimi	9
1.5 Kolimimi	10
1.6 Dobësimi i tufës me Rreze X. Përftimi i imazhit rrezatues	11
	Fq

KAPITULLI II**Imazheria e Përgjithshme**

2.1 Elementët bazë të vlerësimit të imazhit	13
2.2 Kontrasti i imazhit rrezatues	13
2.3 Origjina e kontrastit tek imazhi rrezatues	15
2.4 Perceptimi i kontureve tek imazhi dritor radiologjik	18
2.5 Radiografia e zakonshme	19
2.6 Ndikimi i tensionit, i intensitetit dhe i kohës së ekspozimit	23
2.7 Eleminimi i rrezatimit të shpërhapur	24
2.8 Elementë të interpretimit të radiografive të zakonshme	25
2.9 Përfitimet dhe rreziqet nga rrezet rëntgen	27

KAPITULLI III

Elementët bazë në sistemin e kontrollit teknik

	Fq	
3.1	Elementët bazë në sistemin e kontrollit teknik	31
3.2	Përse është i nevojshëm kontrolli teknik i pajisjeve	33
3.3	Standartet për sistemin grafi në radiologji	34
3.3.1	Saktësia e tensionit të zbatuar në k/Volt	34
3.3.2	Saktësia në përsëritjen e tensionit	34
3.3.3	Varësia e tensionit me ndryshimin e rrymës	35
3.3.4	Filtrimi i përgjithshëm	35
3.3.5	Koha e ekspozimit	35
3.3.6	Fuqia e rrezatimit në dalje	36
3.3.7	Përputhja e tufës së dritës me tufën e rrezeve X	36
3.3.8	Përputhja e qendrës së tufës me rreze X dhe qendrës për marrjen e imazhit	37
3.3.9	Ortogonaliteti i tufës së rrezeve X dhe marrësit të imazhit	37
3.3.10	Kolimimi	37
3.3.11	Madhësia e vatrës	38
3.3.12	Poteri	38
3.3.13	Rrezatimi rrjedhës	38

KAPITULLI IV

Karakteristika të pajisjeve matëse

	fq	
4.1	Pajisjet e kontrollit teknik	40
4.2	Paisja Multi – O – Meter	40
4.3	Kontrolli teknik i imazhitn Fantoma Universale	43

KAPITULLI V

Realizimi i matjeve dhe testeve

	fq	
5.1	Saktësia e kilovoltazhit	44
5.2	Shpërndarja e saktësisë së tensionit për spitale të ndryshme	48
5.3	Saktësia në përsëritjen e tensionit	51
5.4	Varësia me ndryshimin e rrymës	55
5.5	Fuqia e rrezatimit në dalje	59

KAPITULLI VI

Optimizimi

	fq
6.1 Elementë në lidhje me përkufizimin e dozave	70
6.2 Doza efektive	72
6.3 Cilësia e imazhit	74
6.4 Materiali dhe metoda për vlerësimin e cilësisë së imazhit	74
6.5 Vlerësimi i dozës në pajisjet me rreze X me ndryshimin e tensionit dhe rrymës	76

KAPITULLI VII

Rezultatet

	fq
7.1 Përputhja e tufës së dritës me tufën e rrezeve X	80
7.2 Aftësia ndarëse	81
7.3 Kontrasti	83
7.4 Vlerësimi i makinave digitale me rreze X në sistemin grafi	86
7.5 Lidhja kontrast, rezolucion dozë nga tensioni	88
7.6 Përshkrimi i disa dozave për pacientet	94
7.7 Zbatimi i konceptit të mësipërm	96
7.8 Doza efektive për punonjësit dhe publikun në disa spitale në shqipëri	98

Përfundime 102

Rekomandime 104

Referenca 105

LISTA E FIGURAVE**fq**

Figurë 1.1	Röntgenografia e dorës	1
Figurë 1.2	Spektri për disa lloje të ndryshme rrezatimesh	2
Figurë 1.3	Tubi i Rrezeve X	5
Figurë 1.4	Anoda rrotulluese	6
Figurë 1.5	Spektri teorik	7
Figurë 1.6	Spektri real	8
Figurë 1.7	Metoda e filtrimit	10
Figurë 1.8	Kolimatori i tufës së rrezeve x	10
Figurë 1.9	Figura e dobësimit të tufës rënëse në një mjedis.	11
Figurë 1.10	Elementet e përgjithshëm të ekspozimit	11
Figurë 1.11	Mënyra e përfutimit të imazhit	12
Figurë 2.1	Kontrasti i imazhit	14
Figurë 2.2	Ndryshimet e vlerës së μ	15
Figurë 2.3	Shkallët e kontrastit	16
Figurë 2.4	Skema e përfutimit të imazhit	18
Figurë 2.5	Perceptimi i kontureve të një objekti	19
Figurë 2.6	Zmadhimi i Objekteve	19
Figurë 2.7	Shembull i kurbës sensitometrike të çiftit film-ekran	21
Figurë 2.8	Imazhe dritore të marra për për vlera të ndryshme të I	22
Figurë 2.9	Përshkrimi i grilës kundërshpërhapëse.	25
Figurë 2.10	Turbullira gjeometrike e lidhur me përmasat e vatrës së tubit të rrezeve X.	26
Figurë 4.1	Paisja Multi – O – Meter	40
Figurë 4.2	Fantoma Universale	40
Figurë 4.3	Karakteristikat e paisjes Multi- O – Meter	41
Figurë 4.4	Faktori i korrektimit të Dozës për tensione të ndryshme	42
Figurë 5.1	Shmangiet e tensionit nga pulti me matjet direkte me MoM.	45
Figurë 5.2	Varësia e ndryshimit të shmangies mes tensionit në pult dhe tensionit	46
Figurë 5.3	Shmangia e vlerave të tensionit për tre matje	46
Figurë 5.4	Shmangia e vlerave të tensionit	47
Figurë 5.5	Shmangiet për spitale të ndryshme sipas tensioneve në Tabelën 5.2	50
Figurë 5.6	Shpërndarja grafike e vlerave të Tabelës 5.3.	52
Figurë 5.7	Shpërndarja në forme kollonash të vlerave të tabelës 5.3.	52
Figurë 5.8	Shpërndarja në forme kolonash shmangien për cdo matje të tabelës 5.3	53
Figurë 5.9	Shpërndarja në formë kolonash e të dhënave të makinave me rreze X	55
Figurë 5.10	Shmangia në formë grafike për rrymën dhe tensionin	57
Figurë 5.11	Shmangia e tensionit nga rryma në formë kollonash për cdo matje	57
Figurë 5.12	Shmangia e vlerave të tabelës nr 5.6	59
Figurë 5.13	Shpërndarja në formë kollonash shtesë të njëra tjetrës përkatësisht	61
Figurë 5.14	Shpërndarja në formë kollonash shpërndarjen e dozës kerma	63
Figurë 5.15	Shpërndarja në formë kolonash në lidhje me qëndrueshmërinë e Kermës.	64
Figurë 5.16	Shpërndarja e Kermës për spitale të ndryshme	64
Figurë 5.17	Shpërndarja të dozës Kerma me ndryshimin e tensionit	66

LISTA E FIGURAVE**fq**

Figurë 5.18	Varësia per shpërndarjen dozës Kerma në lidhje me tensionin	67
Figurë 6.1	Fantoma universal	74
Figurë 6.2	Shpërndarja e Kermes me tensionin	77
Figurë 6.3	Shpërndarja e dozës me rrymën përU 50 kV dhe mAs 20,40,50	77
Figurë 6.4	Varesia e Kermës nga tensioni për tre matje sipas te dhënave në tabelën 6.4	78
Figurë 6.5	Shpërndarja e dozës mGy me tensionin per 10 mAs	79
Figurë 7.1	Imazhe të fantomës universale dhe imazh i paternit të rezolucionit	81
Figurë 7.2	Varësina e rezolucionit nga tensioni	82
Figurë 7.3	Varësia e rezoulucionit nga It rryma*kohë për tensionin 60 kV	83
Figurë 7.4	Pamje e shkallëve të kontrastit në një film të zhvilluar	84
Figurë 7.5	Varësia e kontrastit me shkallët e tij nga tensioni.	85
Figurë 7.6	Varësia e kontrastit me rrymën për 60 kv dhe 60 Cm	85
Figurë 7.7	Varësia e kontrastit nga tensioni për makinë digitale	88
Figurë 7.8	Varësia e kontrastit nga tensioni për makinë digitale	88
Figurë 7.9	Varësia e kermes nga tensioni	89
Figurë 7.10	Varësia e rezolucionit nga tensioni për 80 cm distance dhe 40 mAs	91
Figurë 7.11	Varesia grafike në formë kollonash e Kermes (mikro grey) nga rryma	91
Figurë 7.12	Varësia e rezolucionit nga rryma	92
Figurë 7.13	Varesia e kontrastit nga rryma kollona	92
Figurë 7.14	Varesia e kontrastit nga rryma për 80 cm distance dhe 40 mAs	93
Figurë 7.15	Varësia e kermes nga rryma	93
Figurë 7.16	Varësia në formë kollonash shtese	97
Figurë 7.17	Shpërndarja e dozës vjetore efektive per publikun	100
Figurë 7.18	Shpërndarja e dozës vjetore efektive për personelin	100

LISTA E TABELAVE**fq**

Tabela 5.1	Vlerat në pult dhe vlerat reale për tre matje	45
Tabela 5.2	Shpërndarja e vlerave të saktësisë së tensionit	49
Tabela 5.3	Vlerat e katër matjeve dhe shmangieve për tension fiks 80 kV	52
Tabela 5.4	Të dhënat në lidhje me saktësinë në përsëritjen e tensionit	54
Tabela 5.5	Vlerat e matjeve për tensionin fiks 80 Kv me ndryshimin e rrymës.	56
Tabela 5.6	Të dhënat e shpërndarjes së tensionit për tensionin 80 kV me e rrymën	58
Tabela 5.7	Të dhënat e matura me tension fiks ku ndryshon rryma	61
Tabela 5.8	Shpërndarja e Kermes dhe shmangiet e saj	62
Tabela 5.9	Ndryshimi i dozës Kerma për spitalin Delvinë	63
Tabela 5.10	Shpërndarja e vlerave të Kermës për vlera të ndryshme të tensionit.	65
Tabela 5.11	Varësia e Kermes nga tensioni për spitalin Tropojë	66
Tabela 6.1	Vlerat e faktorëve të ponderimit të rrezatimit[4]	71
Tabela 6.2	Faktorët e ponderimit për disa inde	72
Tabela 6.3	Ndryshimet e dozës me ndryshimin kV	76
Tabela 6.4	Vlerat e matjeve me tension kV fiks	78
Tabela 7.1	Rezultatet e testit të përputhshmerisë	80
Tabela 7.2	Leximet e paternit të fantomës të zhvilluar për tensione dhe rryma	82
Tabela 7.3	Varësia e kontrastit nga Tensioni, rryma me kohën per disa distanca	84
Tabela 7.4	Të dhënat si Kerma, nr e linjave , dhe numrin e shkelleve të numëruara.	87
Tabela 7.5	Shpërndarja e tre parametrave rezolucion , kontrast dozë	90
Tabela 7.6	Të dhënat e dozës para dhe pas KT për egzaminime të caktuara	97
Tabela 7.7	Të dhëna per egzaminimin, Doza hyrëse (mGy) sipas iaea [9]	98
Tabela 7.8	Shpërndarjen e dozës efektive për spitale të ndryshme në Shqipëri	99

DEDIKIM

..... Ky punim i dedikohet djalit tim Konti PACI

FALENDERIM

Për realizimin e këtij disertacioni falenderoj udhëheqësin tim Prof. Dr. Fatos YLLI për angazhimin e tij personal në përcaktimin e programit të studimit, realizimin e eksperimenteve dhe analizën e rezultateve. Gjithashtu falenderoj Prof. Partizan MALKAJ dhe Ass. Prof Shkëlqim KUKA për mbështetjen, bashkëpunimin dhe shtyrjen në realizimin e këtij materiali.

Falenderoj të gjithë qendrat spitalore në të cilat janë realizuar matjet, si dhe një falenderim i veçantë shkon për Znj Dorina MUÇOLLARI për angazhimin e saj për plotësimin e detyrimeve për realizimin e këtij disertacioni

QËLLIMI

Performanca e pajisjeve me rreze X ka një rol shumë të madh në dozën e rrezatimit tek pacienti e me tej tek personeli e publiku. Praktika e monitorimit të kësaj performance ose kontroll i cilësisë (KC) pjesë e të cilës është kontrolli teknik (KT) është një element i rëndësishëm për ruajtjen e cilësisë së këtyre parametrave. Të gjitha pajisjet testohen në lidhje me përputhshmërinë për specifikimet e tyre me momentin e pranimit. Testimi duhet të mbulojë të gjithë parametrat bazë për ruajtjen e cilësisë së tyre. Kontrolli teknik do të ndikojë për të marrë imazhin e pranueshëm për një dozë sa më të vogël të pacientit, po kështu dhe të personelit dhe publikut. Kushtet e pajisjes me rreze X janë elementi më i rëndësishëm në ekspozimet radiologjike. Kontrolli teknik i pajisjeve me rreze X është i domosdoshëm sepse parametrat e pajisjes ndikojnë drejtpërdrejt në dozën tek pacienti, personeli dhe publiku, parandalojnë incidentet me pajisjen dhe dhënien e dozave të panevojshme për pacientët, ndikojnë drejtpërdrejt në cilësinë e imazhit. Megjithatë kontrollin teknik të pajisjes është shumë i rëndësishëm dhe optimizimi i parametrave të ndryshëm të makinës me rreze X me qëllim zvogëlimin e dozës që merr pacienti për të njëtin cilësi imazhi është qëllimi i këtij materiali. Nëpërmjet kombinimit të parametrave të ndryshëm fizik në marrim disa vlera për të cilat kemi cilësi të pranueshme imazhi me dozë Kerma sa më të vogël. Kjo e studiuar për një rast të përgjithshëm dhe e trajtuar me tej për një rast të vacante. Si përfundim qëllimi kryesor i përgatitjes së këtij disertacioni ishte njohja dhe ndërfaqja e testeve të ndryshme për makinat me rreze x në Shqipëri si dhe kombinimi, optimizimi i këtyre vlerave për të marrë një imazh sa më të mirë me dozë sa më të vogël.

ABSTRAKT

Një nga zhvillimet e rëndësishme në sistemin e shëndetësisë lidhet me përdorimin e pajisjeve në sistemin e radiologjisë për ekzaminimin e pacientit nëpërmjet përdorimit me efektivitet të parametrave funksionalë të makinave me rreze X. Për ruajtur funksionimin cilësor të pajisjes është i rëndësishëm kontrolli teknik i tyre, që konsiston në një cikël testesh ku verifikohen elemente të ndryshëm të pajisjeve rreze x. Këto teste konsistojnë në verifikimin e saktësisë së tensionit (kVolt), në qëndrueshmërinë e përsëritjen të vlerave të tensionit, në varësinë e tensionit me ndryshimin e rrymës, filtrimi i përgjithshëm, koha e ekspozimit, fuqia e rrezatimit në dalje, përputhja e qendrës së tufës me rreze x dhe qendrës për marrjen e imazhit, ortogonaliteti i tufës së rrezeve x dhe marrësit të imazhit, kolimimi, rrjedhja e rrezatimit, kontrasti dhe aftësia ndarëse etj. Studimi ka për qëllim analizën dhe realizimin e këtyre testeve, bashkërendimin ndërmjet tyre dhe vlerësimin e parametrave të funksionimit të pajisjeve me rreze X si dhe optimizmin e mëtejshëm për reduktimin e dozave të rrezatimit të pacientit. Për optimizmin e mëtejshëm janë marrë në konsideratë aftësia ndarëse, kontrasti dhe dozat. Pajisjet janë verifikuar nga ana e parametrave fizikë dhe për disa ekzaminime është bërë një vlerësim i veçantë. Nga ky vlerësim arrijmë në përfundim se për të marrë një imazh të qartë duhet të përdorim tension të lartë dhe kohe të shkurtër ekspozimi. Nga rezultatet mund të thuhet se kontrasti më i mirë arrihet për vlerat 70 kV dhe 40 mAs. Për zvogëlimin e dozës efektive duhet të kemi rritje të tensionit dhe zvogëlim të kohës së ekspozimit si dhe dimensioneve të tufës.

ABSTRACT

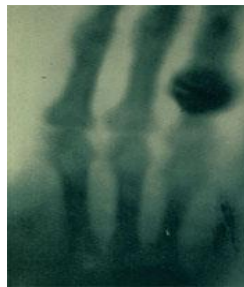
One of the most important developments in the medical System is related with usage of the equipments in the radiology system for the examination of the patient through effectively use of the parameters of the x ray machine. Precisely to save the quality of the equipment and devices is very important their Quality Control (QC), which consists in cycle of several tests where different parameter of the x ray device can be verified. These tests consist to accuracy of kilovoltage (kV), consistency and accuracy in voltage, the voltage dependence from change in current, total filtrations, time of exposure, radiation power output, compliance of the beams of light to the beam of the X-ray, compliance of the center stack and center x-ray to image-making, the orthogonality x-rays and image makers, collimations, size of focus, potter parameters, leakage of radiation, contrast and resolution. This study has the purpose to implement those types of tests, interdependence among them, the assessment of the parameters, functioning of x ray machine, and further optimizations to reduce the dose of the radiations to the patients. For the optimizations are taken into considerations resolution, contrast and doses (kerma). The equipments are verified from an physical examinations of some parameters and for some special examinations. By this assessment we obtained the result that an appropriate image is taken in high voltage for short time. From the study it can be said that the contrast is good and resolution is high in 70kV values and 40mAs. The dose can be reduced by increasing the Kv and reducing the dimension of exposure and time.

KAPITULLI I

RREZATIMI X DHE KARAKTERISTIKA SPEKTRALE

HYRJE

Në tetor të vitit 1895, Wilhelm Conrad Röntgen duke punuar në efektin e rrezeve katodike zbuloi një lloj të veçantë rrezatimi, i cili linte gjurmë. Nga hulumtimet e mëvonshme ai zbuloi se këto rreze ishin gjeneruar në pikën e goditjes së rrezeve katodike me tubin me vakum dhe se këto rreze nuk ishin devijuar nga fusha magnetike dhe se depërtonin në shumë lloje të ndryshme materialesh. Röntgen eksperimentoi në laboratorin e tij i cili ishte plotësisht i errët dhe supozoi me guxim që duhet të jete gjeneruar nje lloj i ri rrezatimi dhe u përpoq të përcaktonte nëse këto rreze mund të depërtonin edhe në substanca të tjera përveç ajrit. Ai vendosi objekte të ndryshme në mes të tubit dhe ekranit dhe gjeti se ekrani lëshonte ende dritë por me intensitet të ndryshëm në varësi të materialit që përdorej. Duke mos ditur se çfarë janë këto lloj rrezatimesh ai përdori termin rrezet X për të përshkruar rrezet që ai kishte prodhuar. Röntgenografinë e parë e bëri të dorës së gruas së tij duke e analizuar transparencën e kockave, indeve te buta dhe unazës së martesës.



Figurë 1.1: Röntgenografia e dorës

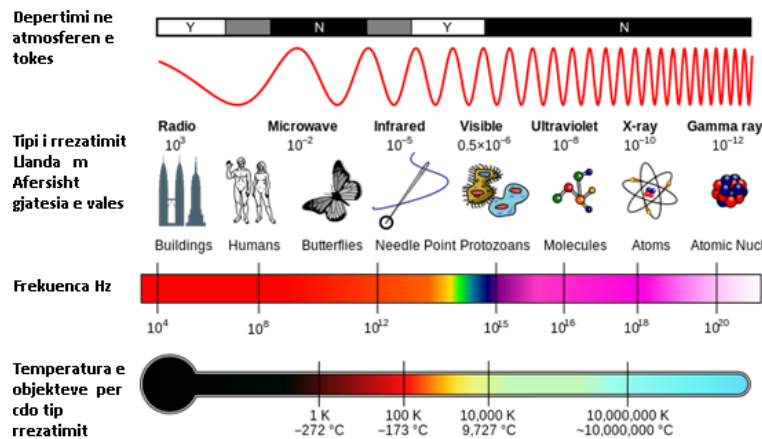
Profesor Von Kolliker, anatomist i famshëm, ishte aq i impresionuar sa që propozoi që rrezet e reja të quhen rreze Röntgen. Koncepti i përgjithshëm tregonte se fotografia me rreze röntgen ishte e ngjashme me fotografinë e rregullt, përveç se ajo depërtonte në çdo gjë duke përfshirë edhe në inde te buta, veshje, eshtra etj. Röntgen e dinte se rrezet X janë të afta për shkarkimin e objekteve të elektrizuara dhe e kuptoi që në eksperimentet e tij kishin qenë rrezet X dhe jo rrezet

katodike, që kishin kaluar nëpër dritaren e aluminit. Ai mori çmimin e parë Nobel për fizikë në vitin 1901.

1.1 RREZET RËNTGEN

Rrezatimi rëntgen paraqet një pjesë të spektrit elektromagnetik, i cili karakterizohet me gjatësi shumë të shkurtër valore ndaj spektrit të dukshëm. Energjitë e fotoneve të këtij rrezatimi janë të rendit 10 keV deri disa MeV. Rrezet X janë një formë e rrezatimit të padukshëm me frekuencë të lartë. Gjatësia valore është midis 10 dhe 0.01 nanometra.

Në figurën 1.2 jepet spektri për disa lloje të ndryshme rrezatimesh, shkalla e depërtimit në atmosferë, gjatësia përkatëse e valeve si dhe frekuenca .



Figurë 1.2: Spektri për disa lloje të ndryshme rrezatimesh

Nga figura 1.2 shohim që në frekuencat përkatëse 10^{18} Hz përfshihen rrezatimet X. Rrezet X janë prodhuar nga përshpejtimi elektroneve dhe frenimi i tyre në materiale me densitet të lartë. Kufiri i këtyre rrezeve në gjatësitë valore të mëdha përputhet me rrezatimin ultravjollce, kurse tek gjatësite valore të shkurta përputhet me rrezatimin gama. Rrezet X krijohen gjatë goditjeve të elektroneve të shpejta të prodhuara nga katoda me sipërfaqen e një materiali . Për përfitimin e këtij rrezatimi përdoret gypi elektronik i boshatisur në të cilin janë të vendosura anoda A dhe katoda K. Elektronet e liruara nga katoda e nxehur përshpejtohen në fushë elektrike të tensionit të lartë mes 10 keV deri në disa MeV dhe orientohen në drejtim të sipërfaqes së vogël së anodës, e cila është e ndërtuar nga metalet e rënda, si volframi apo tungsteni. Nga goditja e elektroneve me sipërfaqen e anodës krijohen rrezet X. Rrezet X i referohen rrezatimit, valëve që udhëtojnë

nëpër ajër si dritë apo radio sinjale. Energjia e rrezeve x është mjaft e lartë sa rrezatimi kalon nëpër disa objekte të tilla si organet e brendshme, indet e trupit, veshjet duke lënë gjurmë në dedektorët e rrezatimeve si dhe në filmat e përshtatshëm. Në përgjithësi, objektet që janë më të dendura (të tilla si kockat) absorbojnë më shumë rrezatimin e rrezeve X dhe nuk lejojnë kalimin lirshëm në to. Këto objekte lënë një imazh më të ndryshëm në detektor krahasuar me objektet më pak të dendura. Kjo ju ndihmon mjekëve me përvojë që t'i lexojnë këto imazhe për të diagnostikuar dëmtimet e ndryshme. Rrezet X janë një formë e energjisë që përhapen në formë vale. Rrezet X mund të hyjnë në objekte të dendura, ku ata ose i absorbojnë këto rreze X ose kalojnë përmes tyre. Rrezet X absorbohen nga objektet e dendura kurse kalojnë më lehtë përmes objekteve më pak të dendura. Dhëmbët dhe kockat janë shumë të dendura prandaj ata i absorbojnë rrezet X. Rrezet X kalojnë më lehtë përmes indeve të buta. Kjo është arsyeja pse indet e buta duken më të errët dhe pa detaje në një eksozim dentar ndaj rrezeve x, kurse dhëmbët shfaqen si zona të ngurta të ndritshme të bardha. Rrezet X sillen si rrezet e dukshme, dhe kanë sjellje të ngjashme në shumë elemente si pasqyrimi shpërhapja, përthyerja në mjedisin në të cilin kalojnë. Dallimi në mes të rrezeve x dhe rrezeve të dukshme është niveli i energjisë së fotoneve. Rrezet x prodhohen nga goditja e elektorneve mbi shenjezen si rezultat i frenimit të tyre dhe transmetimit të energjisë së tyre shenjezes. Kur një elektron kalon në një orbitë më të ulët, shoqërohet me lirim të një sasi të energjisë duke lëshuar energji shtesë në formën e një fotonit. Niveli i energjisë së fotonit varet se sa larg elektroni ka rënë midis orbitave. Kur një foton bashkëvepron me një atom tjetër, atomi mund të absorbojë energjinë e fotonit duke nxitur një elektron të kalojë nga një nivel më i ulët në një nivel më të lartë. Që të ndodhë kjo, niveli i energjisë që ka fotoni duhet të përputhet me ndryshimin e energjisë midis dy pozicioneve të elektronit. Nëse jo, fotoni nuk mund të zhvendosë elektronet mes orbitave. Atomet që përbëjnë indet e trupit i absorbojnë fotonet e rrezatimit X shumë mirë. Niveli i energjisë së fotonit përshtatet me ndryshimet e energjisë së ndryshme në mes pozicioneve të elektronit. Një pjesë e energjisë nga fotonet e rrezeve x shkon për të ndarë elektronin nga atomi kurse pjesa tjetër bën që elektroni të lëvizë përmes hapësirës. Efekti fotoelektrik dhe efekti Kompton janë dy bashkëveprimet kryesore që janë të pranishme në radiologjinë diagnostikuese të rrezeve x. Atomet e kalciumit që përbëjnë kockat e trupit janë shumë të mëdha kështu që ata janë më të mirë në absorbimin e fotoneve të rrezeve X. Fotonet e rrezeve X kalojnë nëpër shumicën e objekteve, pikërisht se kanë energji të madhe. Studimet eksperimentale tregojnë se spektri i

këtyre rrezeve ka strukturë të përbërë dhe varet nga energjia e elektroneve të katodës, përkatësisht nga tensioni mes elektrodave K (katodës) dhe A (anodës) dhe nga materiali i anodës A.

Rrezet X kanë veti : fizike, kimike dhe biologjike.

1.1.1 Vetitë fizike:

- Rrezet X janë rrezatime elektromagnetike.
- Ato nuk mund të reflektohen, thyhen ose devijohen nga fusha magnetike apo elektrike.
- Ato gëzojnë vetinë e difraksionit, interferencës dhe shpërhapjes të ngjashëme me dritën e dukshme.
- Depërtimi: rrezet X mund të depërtojnë në lëngje, trupa të ngurtë dhe gaze. Shkalla e depërtimit varet nga intensiteti, cilësia dhe gjatësia valore e rrezeve X.
- Absorbimi: rrezet X absorbohen nga materiale të ndryshme ku absorbimi varet nga struktura e materialit dhe gjatësia valore e rrezeve X.
- Aftësia jonizuese: rrezet X ndërveprojnë me materialet në të cilat depërtojnë dhe shkaktojnë jonizimin e tyre.
- Ndriçimi fluoreshent: kur rrezet X bien mbi materiale të caktuara emetohet një dritë e dukshme që quhet ndriçim fluoreshent.

1.1.2. Vetitë kimike:

- Rrezet X shkaktojnë ndryshime kimike sepse prodhojnë shumë jone aktive, radikale OH në ujë si dhe shkaktojnë shkatërrimin e fuqive fermentuese të enzimave.

1.1.3 Vetitë biologjike:

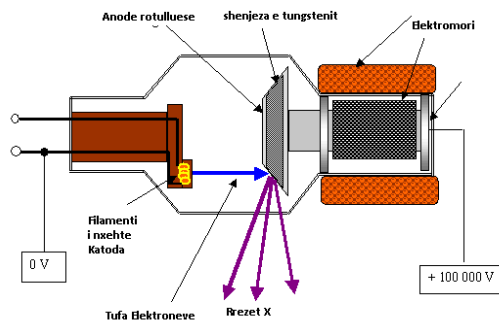
- Rrezet X përdoren në trajtimin e lezioneve malinje si dhe kanë një efekt mikrob-vrasës ose bakterioacid.

1.2 IMAZHERIA Ë PËRGJITHSHME [10]

Imazheria radiologjike mbështetet, siç dihet, në faktin që inde të ndryshme të organizmit i dobësojnë/përthithin rrezet X në mënyrë të ndryshme, në varësi të përbërjes së tyre. Kur një tufë homogjene rrezesh X përshkon trupin e njeriut, tufa që del është johomogjene. Ajo pasqyron trajtën dhe llojin e indeve që ka përshkuar. Këto informacione, që quhen “imazhe” dhe shfrytëzohen për të përftuar një imazh duke përdorur një marrës të përshtatshëm imazhi. Imazheria radiologjike është një imazheri dobësimi e cila përfaqësohet kryesisht nga radiografia standarde, skanimi dhe radiologjia numerike. Zhvillimet e fundit janë të orientuara drejt imazherise tërësisht numerike dhe zhvillimit të teknikave intervenuese. Këto imazhe realizohen duke marrë në konsideratë riskun e vogël të një sasive rrezatimi e cila i jepet pacientit, personelit dhe publikut ndonjëherë. Sipas parimeve të mbrojtjes nga rrezatimi, ky rrezatim duhet të justifikohet gjithmonë nga ana mjekësore, të meren në konsideratë risqet kundrejt përfitimeve dhe të përdoren të gjitha mjetet teknike të arsyeshme që e pakësojnë riskun.

1.3 PËRFTIMI I RREZEVE X NË RADIODIAGNOSTIKË

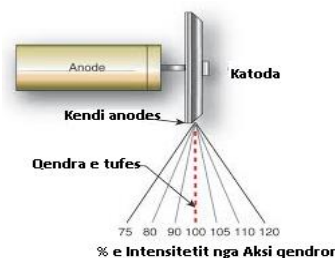
Rrezet X, janë fotoneve me energji nga dhjetë në disa mijë elektron-volt. Ato përftohen kur një tufë elektronesh të përshpejtuara në boshllëk godasin një shenjje materiale. Ndërmjet elektroneve të përshpejtuara dhe atomeve të shenjës ndodhin dy lloje bashkëveprimesh: bashkëveprime me bërthamat e shenjës që çojnë në rrezatimin e frenimit, spektri energjetik i të cilit është i vazhduar dhe bashkëveprimi me elektronet e shenjës që çojnë në rrezatimin karakteristik, vijat spektrale të të cilit janë karakteristike e materialit të shenjës.



Figurë 1.3: Tubi i Rrezeve X

Në burimet që përdoren në radiodiagnostikë, rrezet X emetohen nga një dispozitiv që quhet tub i rrezeve X, që ka për qëllim të prodhojë një tufë homogjene elektronesh, me intensitet të rregullueshëm dhe më pas fotone me energji sa të jetë e mundur më pak të shpërndarë rreth një vlere mesatare të rregullueshme. Tubi i Rrezeve X përbëhet nga një emetues elektronesh, një përshpejtues elektronesh dhe një shenjës metalike, të vendosur në një balonë qelqi që përshkohet lehtë nga rrezet X dhe ku është bërë një boshllëk i lartë (Figura 1.3).

Emetuesi i elektroneve ose katoda është një filament prej tungsteni me diametër 0.2 deri 0.3 mm i cili ngrohet nga rryma deri në gjendjen e inkandeshencës. Kjo ngrohje shkakton përmes efektit termoelektronik emetimin e një fluksi elektronesh i cili rritet me rritjen e intensitetit të rrymës së ngrohjes. Shenjëza metalike ose anoda është një aliazh tungsteni dhe reniumi. Zona që emeton rrezet X quhet vatër. Vatra me përmasa të vogla përfton imazhe më cilësore por kufizon intensitetin e tufës dhe anasjelltas. Në sistemet me fuqi të vogël përdoret një pllakë ose anodë fikse, ndërsa për të arritur fuqi të mëdha përdoret një anodë rrotulluese me një vatër me përmasa të vogla, e cila shmang ngrohjen e madhe të shenjës gjatë rotullimit (Figura 1.4). Sistemet me anodë rrotulluese zakonisht kanë disa vatra.

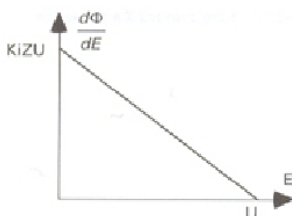


Figurë 1.4: Anoda rrotulluese

Përshpejtimi i elektroneve arrihet me anën e një tensioni të lartë U prej dhjetëra kV që zbatohet ndërmjet katodës dhe anodës. Fluksi i elektroneve që bien në anodë përbën një rrymë, intensiteti i së cilës mund të rritet në mënyrë të tërthortë duke rritur intensitetin e rrymës së ngrohjes të filamentit. Energjia kinetike e çdo elektroni të përshpejtuar është e barabartë me eU .

Karakteristikat themelore të tubit të rrezeve x janë të pandryshuara/fikse si këndi i sipërfaqes së anodës me boshtin e tubit, përmasat e vatrës etj ose të rregullueshme si intensiteti i rrymës së ngrohjes, tensioni i lartë i përshpejtimit, shpejtësia e rrotullimit të anodës rrotulluese etj.

Fotonet X të përftuara kanë energjinë $h\nu$ me një shpërndarje që formon spektrin energjetik të tufës, i cili rezulton nga mbivendosja e rrezatimit të frenimit dhe rrezatimit karakteristik. Kufiri i sipërm i spektrit ka një vlerë të barabartë me tensionin U të tubit të shprehur në volt.



Figurë 1.5: Spektri teorik

Në rastin e një shenje të gjerë, spektri teorik është varësi lineare (figura 1.5) ku abshisa maksimale e tij është e barabartë me U ndërsa ordinata është e përpjesshme me rrymën e përftuar nga fluksi i elektroneve, me U dhe me numrin atomik Z të shenjës.

Ekuacioni i tij shkruhet:

$$\frac{d\phi}{dE} = KiZ(U - E) \quad (1.1)$$

diferenca potenciale U në volt dhe E në eV

ku $d\Phi$ është fluksi energjetik i fotoneve me energji të përfshirë ndërmjet E dhe $E + dE$ dhe K një konstante. Fluksi energjetik teorik i plotë shkruhet:

$$\phi = \int_0^U \frac{d\phi}{dE} dE = \int_0^U KiZ(U - E)dE = \frac{KiZU^2}{2} \quad (1.2)$$

ky fluks i shprehur në vat është në përpjestim të drejtë me katrorin e energjisë së elektroneve rënës U (eV). Fuqia e nevojshme për t'i komunikuar elektroneve që përbëjnë rrymën i një energji kinetike të barabartë me U (eV) është

$$P = iU. \quad (1.3)$$

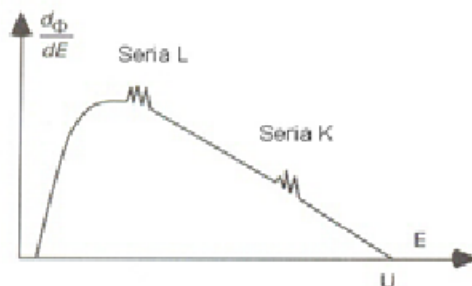
Që këtë mund të nxjerrim rendimentin teorik të tubit të rrezeve x:

$$\rho = \frac{\phi}{P} = \frac{KiZU^2}{2iU} = \frac{KZU}{2}. \quad (1.4)$$

Ky rendiment rritet me numrin atomik të shenjës (gjë që shpjegon përdorimin e tungstenit $^{184}_{74}\text{W}$ dhe të reniumit $^{186}_{75}\text{R}$) dhe me tensionin përshpejtues.

Në të vërtetë, fotonet me energji të vogël përthithen nga shenja (ne forme nxehtësie) dhe tufa filtrohet e pastaj diafragmohet në mënyrë që të rrezatohet vetëm zona e pacientit që do të ekzaminohet. Filtrimi shërben për të eliminuar fotonet X me energji shumë të vogël që do të përthitheshin nga indet sipërfaqësore ose brendshme pa arritur në marësin e imazhit dhe do të rrisnin rrezatimin e pacientit pa ndonjë përfitim për formimin e imazhit radiologjik. Rendimenti i përgjithshëm real i tubit të rrezeve x është shumë i vogël, vetëm rreth 0.1 % e fuqisë së përdorur emetohet në trajtën e rrezeve x, pjesa tjetër shpërndahet në trajtë nxehtësie në anode. Kjo është arsyeja që anoda kërkon një ftohje të veçantë.

Rrezatimi karakteristik i tungstenit dhe i reniumit i mbivendoset në trajtë vijash spektrit të vazhduar të rrezatimit të frenimit, por fluksi i tij është shumë i vogël në krahasim me këtë të fundit. Ai bëhet i papërfillshëm kur elektronet rënës kanë energji të madhe mbasi fotonet e fluoreshencës nga të cilët përbëhet ai, kanë energji të vogël (të rendit 70 keV mbas shkëputjes të një elektroni K të tungstenit). Spektri real i emetimit të një tubi rrezeve x është paraqitur skematikisht në Figurën 1.6.



Figurë 1.6: Spektri real

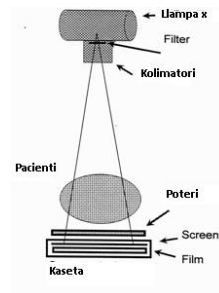
Tufa reale mund të merret si një fluks fotonesh X mono-energjetikë energjia e të cilëve është e barabartë me rreth $1/3$ e tensionit të tubit të shprehur në kV. Zakonisht përdoren tufa të rrezeve X energjia e fotoneve të të cilave përfshihet ndërmjet 25 dhe 130 keV që nga ekzaminimet orale deri për ato të radiologjise se përgjithshme. Energjia e fotoneve ndryshohet në varësi të ekzaminimit radiologjik, duke rregulluar tensionin e tubit të rrezeve x. Tensionet ndërmjet 25 dhe 30 KV konsiderohen të ulëta, ndërsa ato ndërmjet 110 dhe 130 kV, të larta.

Gjatë një ekzaminimi radiologjik, energjia e përgjithshme e emetuar nga tubi si dhe ajo e marrë nga pacienti apo marrësi i imazhit, filmi, për një tension të dhënë të tubit, është e përpjesshme me numrin e elektroneve që bombardojnë anodën. Ky numër është në përpjesëtim me prodhimin $i \cdot t$ (mA·s) të intensitetit i (mA) të tufës së elektroneve që bombardojnë anodën, me kohën t (s), që quhet kohë e ekspozimit, gjatë së cilës personi i nënshtrohet rrezatimit X.

Burimi i rrezeve X mund të vendoset relativisht larg pacientit meqë ajri, si të gjitha gazet, praktikisht nuk i dobëson rrezet x. Anoda emeton rrezet x në të gjitha drejtimet dhe tufa që del nga anoda është tufë divergjente. Meqë përmasat e vatrës së emetuesit janë përgjithësisht të vogla në krahasim me sipërfaqen e marrësit dhe intensiteti i tufës në një largësi d nga burimi ndryshon në përpjesëtim me $1/d^2$ atëherë dyfishimi i largësisë ndërmjet burimit dhe pacientit e zvogëlon katër herë intensitetin e tufës që hyn tek pacienti.

1.4. FILTRIMI

Rrezatimi i dëmshëm mund të hiqet duke ndërfutur filtër alumini ose bakri prej disa millimeter i cili heq pjesen e padobishme të rrezatimit X. Komponentet e sistemit me rreze X janë paraqitur në figurën 1.7. Ne qofte se filtri nuk është në vendin e tij atëherë doza e pacientit rritet deri në 10 herë papatur diferencë në imazh. Kjo dozë nuk duhet të merret nga pacienti.



Figurë 1.7: Elemete te makines me rreze X. Metoda e filtrimit

1.5 KOLIMIMI

Sasia e rrezatimit e cila shpërhapet nga pacienti është proporcionale me dozen që merr pacienti si dhe madhesine e fushës me rreze X, kjo fushë duhet të përputhet tek minimumi i nevojshëm për të marrë imazhin e egzaminimit. Për të realizuar këtë perdoret kolimimi ose kufizimi i tufës rënëse si në figurën 1.8. Duke vendosur kolimatorin zvogelohen te gjitha llojet e dozave tek pacienti.



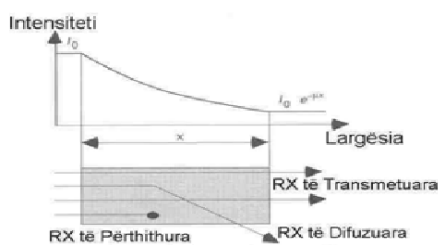
Figurë 1.8: Kolimatori i tufës se rrezeve x

1.6 DOBËSIMI I TUFËS ME RREZE X. PËRFTIMI I IMAZHIT RREZATUES

Kur një tufë paralele mono-energjetike rrezesh X përshkon një mjedis homogjen me trashësi x , konstatohet eksperimentalisht se intensiteti i fotoneve që e përshkojnë atë pa bashkëvepruar me lëndën zvogëlohet (dobësohet) nga vlera I_0 në hyrje, në vlerën I në dalje:

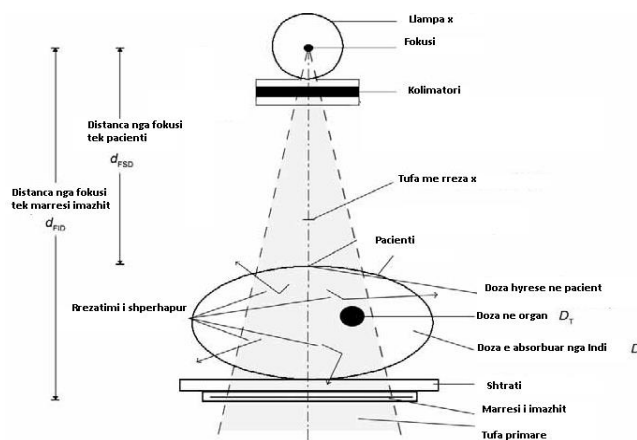
$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (1.5)$$

ku μ (m^{-1}) është koeficienti linear i dobësimit (për shkak të përthithjes dhe shpërhapjes) i cili ndryshon si në figurën 1.9.



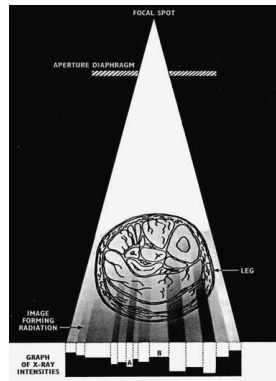
Figurë 1.9: Figurë i dobësimit të tufës rënëse në një mjedis.

Kur tufa rrezeve x me intensitet të njëtrajtshëm bie në një objekt johomogjen nga pikëpamja e dobësimit të rrezeve x, tufa e transmetuar nuk është më e njëtrajtshme: intensiteti i saj ndryshon nga një pikë në një pikë tjetër të seksionit të tufës. Në figurën 1.10 jepet një projektion i përgjithshëm i ekspozimit ndaj rrezeve X.



Figurë 1.10 Elementët e përgjithshëm të ekspozimit

Shpërndarja e intensitetit në prerjen tërthore të tufës së transmetuar përbën atë që quhet “*imazh*” sic paraqitet në figurën 1.11.



Figurë 1.11: Mënyra e përfimit të imazhit

Ky **imazh rrezatues** i padukshëm për syrin zbulohet nga marrësi i imazhit i cili e shndërron atë në një “imazh dritor” që mund të shihet nga mjeku radiolog. Prania e një lënde pak radio-opake (qe pengon pak rrezatimin X si ajri), në një mjedis më përthithës pasqyrohet tek imazhi rrezatues nga një zonë intensiteti i së cilës është relativisht më i madh. Në të vërtetë, rrezet X që përshkojnë këtë lëndë pak radio-opake dobësohen më pak se të tjerat. Në të kundërt, prania e një trupi shumë radio-opak (e cila pengon shume kalimin e rrezeve x psh një kockë ose një protezë metalike) në një mjedis më pak përthithës (ujë ose muskuj) përfiton tek imazhi rrezatues një zonë me intensitet më të vogël (pra duket më e bardhë në film).

KAPITULLI II

IMAZHERIA E PËRGJITHSHME

2.1 ELEMENTET BAZË TË VLERËSIMIT TË IMAZHIT

Elementet bazë të vlerësimit të imazhit janë:

Përputhshmëria

Është përputhja e fushës së përcaktuar të tufës me rreze x me tufën e dritës së dukshme të sistemit të llampës me cdo anë të fushës.

Aftësia ndarëse - rezolucioni

Rezolucioni është aftësia për të dalluar në mes të dy objekteve një distancë të vogël të tillë që ato paraqiten të ndryshme nga njëra –tjetra dhe jo si vazhdim të njëra tjetrës

Kontrasti

Në rastin tone ne jemi kufizuar në faktin se sa shkalle bakri jemi në gjendje të lexojme për ekspozime të ndryshme, matje e cila na jep një vlerësim cilësor. Vlerësimi e mëtejshëm do të ishte realizuar nëpërmjet matjes së densitetit optik për cdo hap duke parë nëse këto ndryshime mbeteshin konstante. Shkallet e bakrit janë fletë të holla bakri në formë rrethore me trashësi të ndryshme të përshtatura për tensionet në radiologji.[16]

2.2 KONTRASTI I IMAZHIT RREZATUES

Kontrast ndërmjet dy zonave të imazhit rrezatues me intensitete përkatëse I_1 dhe I_2 quhet raporti:

$$C_R = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} \quad (2.1)$$

Vlera e këtij raporti është e lidhur drejtpërdrejt me mundësitë për të dalluar me sy këto dy zona pas zbulimit të imazhit rrezatues. Le të shqyrtojmë kontrastin e një strukture me gjerësi të njëtrajtshme x dhe me koeficient të dobësimit linear μ_1 , që ndodhet në një mjedis me gjerësi y dhe me koeficient të dobësimit linear μ_2 , si në figurën 2.1.

$$I_2 = I_0 e^{-\mu_2 y} \quad (2.2)$$

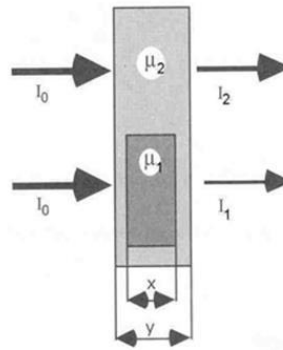
$$I_1 = I_0 e^{-\mu_2(y-x)} e^{-\mu_1 x} = I_0 e^{-\mu_2(y-x) - \mu_1 x} \quad (2.3)$$

Në rast se eksponentët janë të vegjël në krahasim me 1, meqë $e^\epsilon \approx 1 + \epsilon$, kemi:

$$I_2 \approx I_0(1-\mu_2 y) \text{ dhe } I_1 \approx I_0[1-\mu_2(y-x)-\mu_1 x] \quad (2.4)$$

dhe kontrasti shkruhet:

$$C_R = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} \approx \frac{|\mu_1 - \mu_2| x}{2 - 2\mu_2 y + x(\mu_2 - \mu_1)} \approx \frac{1}{2} |\mu_1 - \mu_2| x \quad (2.5)$$



Figurë 2.1: Kontrasti i imazhit

Pra, që një strukturë të prodhojë një kontrast të madh/fortë duhet që vlera absolute e diferencës $\mu_1 - \mu_2$ ndërmjet koeficientit të saj të dobësimit dhe atij të mjedisit rrethues të jetë e madhe dhe që trashësia e saj në drejtimin e boshtit të tufës të jetë po ashtu e madhe.

Duket sikur kontrasti, në këtë rast të veçantë, nuk varet nga trashësia e mjedisit rrethues. Në të vërtetë, rrezatimi i shpërhapur që nuk është marrë parasysh në llogaritjen e mësipërme rritet me gjerësinë e këtij mjedisi dhe e zvogëlon kontrastin. Me të vërtetë, në rast se intensitetet I_1 dhe I_2 i mbivendoset një intensitet i difuzuar D , këto sasi bëhen përkatësisht $I_1 + D$ dhe $I_2 + D$ dhe kontrasti shkruhet:

$$C_R^D = \frac{|(I_1 + D) - (I_2 + D)|}{(I_1 + D) + (I_2 + D)} = \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2 + 2D} < \frac{|I_1 - I_2|}{I_1 + I_2} = C_r \quad (2.6)$$

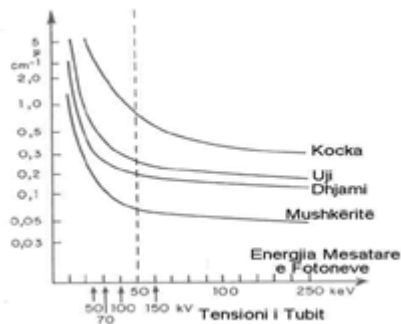
Pra, **kontrasti zvogëlohet** në rast se **rritet trashësia e indeve** që duhet të përshkojë tufa rrezeve **x para dhe pas strukturës që ekzaminohet.**

2.3 ORIGJINA E KONTRASTIT TEK IMAZHI RREZATUES

Bashkëveprimet e rrezeve X me indet, duke pasur parasysh energjinë e fotoneve X të përdorura (ndërmjet 25 dhe 130 keV), shkaktojnë kryesisht efektin fotoelektrik dhe atë Kompton. Bashkëveprimet e trajtës fotoelektrike mbizotërojnë për rrezet X me energji të vogël (25-30 kV) ndërsa bashkëveprimet e trajtës Kompton mbizotërojnë për rrezet X me energji të madhe (110-130 kV). Gjatë efektit fotoelektrik, praktikisht e gjithë energjia e fotonit përthithet nga mjedisi. Në rastin e efektit Kompton, vetëm një pjesë e kësaj energjie përthithet duke u pasuar me emetimin e një fotoni X që shpërhapet në një drejtim të rastit. Këto fotone të shpërhapura mund të përshkojnë mjedisin pa pësuar bashkëveprime ose mundet që ato vetë të shpërhapen apo të përthithen.

Probabiliteti i efektit fotoelektrik është aq më i madh sa më e madhe të jetë përbërja e indit me atome që e kanë numrin atomik Z të madh. Kështu p.sh., kockat, që janë të pasura në kalcium $^{40}_{20}\text{Ca}$ kanë një Z mesatar më të madh se muskujt ku mbizotërojnë ^1_1H , $^{12}_6\text{C}$ dhe $^{32}_{16}\text{O}$ dhe janë më përthithëse se këta të fundit. Në të kundërt, probabiliteti i efektit Kompton varet pak nga lloji i indit.

Figura 2.2 tregon ndryshimet e faktorit μ në varësi të energjisë së fotoneve X të tufës rënëse dhe të llojit të mjedisit të përshkuar. Renditja sipas shkallës zbritëse të dobësimit është: kockat, uji, indet dhjamore dhe mushkëritë (që i dobësojnë pak rrezeve X meqë përmbajnë shumë ajër).



Figurë 2.2: Ndryshimet e vlerës së μ

Muskujt dhe organet e kanë koeficientin e dobësimit shumë të afërt me atë të ujit. Nga ana tjetër μ zvogëlohet kur energjia e fotoneve rritet. Rrezet X që përftohen për tensione të larta (100-130 kV) janë pra shumë “depërtuese” ato quhen “të forta” dhe përdoren veçanërisht për radiografitë

e kockave. Në të kundërt, rrezet “e buta” (25-30 kV) bëjnë të mundur një dallim më të mirë të indeve të buta meqë përftojnë një kontrast më të madh të imazhit rrezatues. Në këtë rast, intensiteti tek marrësi zvogëlohet (gjë që kërkon rritjen e kohës së ekspozimit) dhe doza e përthithur nga pacienti është më e lartë meqë μ rritet kur tensioni i tubit zvogëlohet.

Për vlerësimin e kontrastit përdoren shkallëet e bakrit që janë në trashësi të ndryshme dhe japim imazhin si ne figurën 2.3. Shkallëet e bakrit duhet të kenë ndryshim në densitetin optik në mënyrë uniforme nga njeri hap në hapin pasardhës.



Figurë 2.3 Shkallët e kontrastit

Lëndët e kontrastit

Ndryshimet e kontrastit tek imazhi rrezatues ndërmjet indeve të buta të ndryshme (përveç dhjamit) përgjithësisht nuk janë të mjaftueshme, as në rastin e tensionit të ulët, që të mund të dallohen tek imazhi me dritë. Për ti bërë të dukshme organet që përmbajnë zgavra, përdoren lëndë që e forcojnë kontrastin. Këto “lëndë kontrasti” quhen pozitive kur kanë aftësi për t’i dobësuar fort rrezet x (sulfati i bariumit ose kripërat e jodit). Ky dobësim i madh vjen nga prania e atomeve me Z të madh ($_{56}\text{Ba}$, $_{53}\text{I}$). Ato quhen negative kur i dobësojnë pak rrezet X (si ajri, gazi karbonik ose azoti). Lënda e kontrastit ose mund të futet drejtpërdrejt në organin e duhur ose mund të shfrytëzohet aftësia e organit për ta përqendruar atë në gjirin e tij. Kështu mund të studiohet në mënyrë të veçantë kapaciteti funksional dhe formimi anatomik i një organi të dhënë.

Kështu p.sh , në urografi intravenoze, injektohet në vena një lëndë që i dobëson fort rrezet x dhe që eliminohet nga veshkat nëpërmjet urinës. Duke marrë disa radiografi kohë mbas kohe, mund të gjykohe për aftësinë e veshkave për të eliminuar lëndën e injektuar. Kur kjo

është pak a shumë normale, këto radiografi bëjnë të mundur të studiohen zgavrat dhe kanalet urinare.

Gjatë ekzaminimit të tumoreve, lëndët e kontrastit që futen në vena bëjnë të mundur studimin e enëzimit të tumorit (që shpesh shtohet në mënyrë të çrregullt në rastin e tumoreve kanceroze) dhe të edemës peritumorale/përreth tumorit (reaksion inflamator përreth tumorit).

Futja e lëndëve të kontrastit në arterie është në themel të angiografisë, klasike ose asaj numerike.

Kontrasti i imazhit dritor radiologjik përfundimtar

Kontrasti i imazhit rrezatues nuk duhet ngateruar me atë të imazhit dritor që vëzhgohet nga radiologu, i cili varet nga kontrasti i imazhit rrezatues por edhe nga sistemi që shndërron atë në imazh dritor të perceptueshëm nga organi ynë i shikimit. Për shembull, i njëjti kontrast teorik i imazhit rrezatues mund të jetë krejtësisht i papërceptueshëm në një radiografi të zakonshme dhe lehtësisht i dukshëm në një radiografi numerike duke rregulluar dritaren e vizualizimit. Në mënyrë të përgjithshme, imazhi dritor karakterizohet nga shkëlqimi i tij $B(x,y)$ në çdo pikë me koordinata (x,y) dhe kontrasti i dukshëm ndërmjet dy zonave me shkëlqim B_1 dhe B_2 jepet

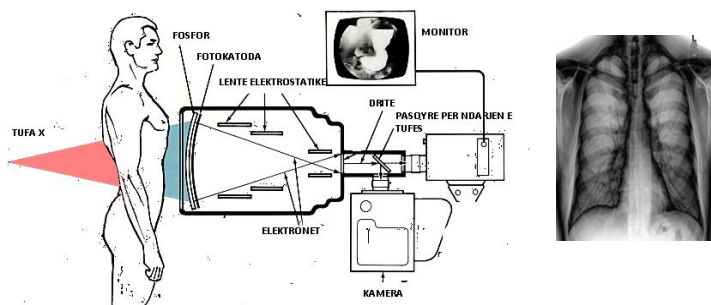
nga një ekuacion i ngjashëm me atë mesipër
$$C_L = \frac{|B_1 - B_2|}{B_1 + B_2} \quad (2.7)$$

Vlera e $B(x,y)$ është e lidhur me intensitetin $I(x,y)$ korespondues të imazhit rrezatues përmes një transformimi që varet nga teknika dhe nga parametrat e zbulimit të imazhit rrezatues.

2.4 PERCEPTIMI I KONTUREVE TEK IMAZHI DRITOR RADIOLOGJIK

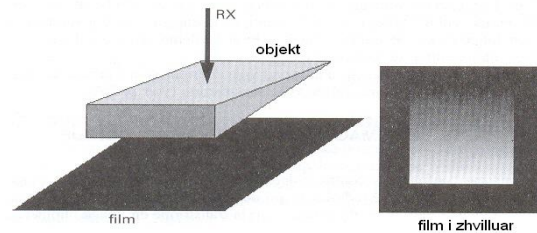
Perceptimi i kontureve të një strukture tek imazhi dritor radiologjik përfundimtar është i mundur vetëm në rast se ekziston një kontrast i mjaftueshëm me zonat që rrethojnë këtë strukturë figura 2.5, por duhet gjithashtu që intensiteti të ndryshojë shpejt nga një pikë e zonës përreth në një pikë të strukturës. Në rast se ndërmjet dy pikave që janë në largësi Δx , shkëlqimi kalon nga B_1 në B_2 , një kontur do të dallohet në rast se madhësia:

$$F_L = \frac{1}{\Delta x} \frac{|B_1 - B_2|}{B_1 + B_2} = \frac{C_L}{\Delta x} \quad (2.8)$$



Figurë 2.4 Skema e përfimit të imazhit

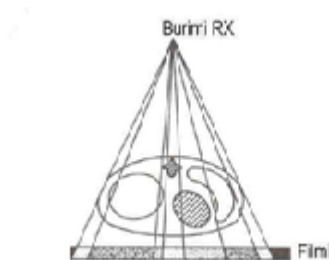
kalon një farë pragu. Në figurën 2.5, kufiri i poshtëm i strukturës dallohet mirë, ndërsa ai i sipërmi është i turbullt. Rrezatimi i shpërhapur shkakton një zvogëlim të C_L , një zvogëlim të përpjesshëm të F_L dhe mjegullon konturin e objekteve. Kjo çështje është e rëndësishme meqë syri nuk është shumë i ndjeshëm ndaj ndryshimeve të kontrastit të dy zonave të shtrira por kryesisht dallon imazhet me kufij të prerë. Rrezatimi i shpërhapur shkakton një zvogëlim të C_L , një zvogëlim të përpjesshëm të F_L dhe zbeh konturin e objekteve. Kjo çështje është e rëndësishme meqë syri nuk është shumë i ndjeshëm ndaj ndryshimeve të kontrastit të dy zonave të shtrira por kryesisht dallon imazhet me kufij të prerë.



Figurë 2.5 Perceptimi i kontureve të një objekti

2.5 RADIOGRAFIA E ZAKONSHME

Radiografia e zakonshme përdor një burim rrezeve x si ai i paraqitur më sipër, një detektor që përbëhet nga një film i vendosur me një ekran përforcues dhe një dispozitiv të eliminimit të rrezatimit të shpërhapur. Pacienti vendoset ndërmjet burimit të rrezeve X dhe detektorit, sa më pranë këtij të fundit si figura 2.6. Burimi emeton gjatë një intervali kohe të shkurtër një tufë të njëtrajtshme, praktikisht mono-energjetike, të drejtuar nga pacienti. Kjo tufë dobësohet në shkallë të ndryshme sipas përbërjes dhe trashësisë së indeve të ndryshme që përshkon. Pjesët e tufës që dobësohen më fort shkaktojnë një nxirrje më të dobët të filmit. Mbas zhvillimit të filmit, këto zona i korrespondojnë zonave më të tejdukshme të negativit. Kështu, kockat që janë shumë radio-opake do të duken të bardha në negativin që vëzhgohet në negativoskop.



Figurë 2.6: Zmadhimi i Objekteve

Imazhi i realizuar është një projektion konik, maja e të cilit është vatra e tubit të rrezeve X, mbi pllakën fotografike. Elementet anatomike mbivendosen mbi njëri-tjetrin dhe janë pak të zmadhuara dhe të shformuara. Përmasat në film janë më të mëdha se në realitet. Strukturat janë

aq më pak të zmadhuara sa më pranë filmit të jenë dhe sa më e madhe të jetë largësia e burimit nga pacienti. Në rast se shënojmë me F largësinë e burimit nga filmi ndërsa me s atë të një strukture nga filmi Figura 2.6, zmadhimi i kësaj strukture bëhet me faktorin:

$$r = \frac{F}{F - s} \quad (2.9)$$

DETEKTIMI

Parimi i detektimit të rrezeve x nga filmat radiologjikë me ekrane përforcues është nje proces i komplikuar. Emulsioni i filmave përbëhet nga kristale bromur argjendi përmasat e të cilave ndryshojnë nga 0.3 në 3 μm , si edhe trajta, forma, që përcaktojnë karakteristikat e filmit.

Kokrrizat e vogla japin filma me rezolucion të lartë të cilët bëjnë të mundur të vihen në dukje imtësi shumë të vogla. Këta filma janë pak të ndjeshëm, gjë që kërkon doza ekspozimi të larta.

Kokrrizat e mëdha, në të kundërt, japin filma shumë të ndjeshëm por me rezolucion hapësinor te vogël.

Kontrasti i imazhit dritor

Në radiografinë e zakonshme, në çdo pikë vëzhgohet shkëlqimi i imazhit dritor B i transmetuar përmes filmit të ndriçuar nga mbrapa nga një burim drite me shkëlqim B_0 (negativoskop), dendësia optike D e së cilës përcaktohet

$$D = \log_{10} \left(\frac{B_0}{B} \right) \quad \text{nga } B = B_0 \cdot 10^{-D} \quad (2.10)$$

D varet nga dendësia e energjisë së tufës të rrezeve x, d.m.th. nga intensiteti I i imazhit rrezatues dhe nga ndjeshmëria e çiftit film-ekran që karakterizohet nga kurba sensitometrike një shembull i së cilës është dhënë në figurën 2.7, në koordinata gjysmëlogaritmike. Në rast se shënojmë me σ funksionin sensitometrik, kemi:

$$D = \sigma(I) \quad \text{pra} \quad B = B_0 \cdot 10^{-\sigma(I)} \quad (2.11)$$

Le të shqyrtojmë tani kontrastin pamor që arrihet ndërmjet dy pikave me intensitetet të afërt I dhe $I + \Delta I$ tek imazhi rrezatues. Tek imazhi dritor përfundimtar, shkëlqimet korresponduese shkruhen B dhe $B + \Delta B$. Kontrastet mund të përcaktohen si tek imazhi rrezatues (C_R) ashtu edhe tek imazhi dritor (C_L). Duke menduar $\Delta I > 0$, kemi:

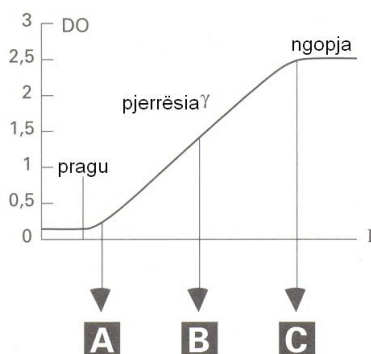
$$C_R = \frac{|(I + \Delta I) - I|}{(I + \Delta I) + I} \approx \frac{\Delta I}{2I} \quad (2.12)$$

$$C_L = \frac{|(B + \Delta B) - B|}{(B + \Delta B) + B} \approx \frac{\Delta B}{2B} \quad (2.13)$$

Këto dy vlera mund të lexohen drejtpërdrejt tek kurba sensitometrike. Me të vërtetë, një intervali të abshisave me gjatësi të dhënë Δx i përkasin intensitetet I dhe $I + \Delta I$ të tilla që:

$$\Delta x = \log(I + \Delta I) - \log(I) = \log\left(\frac{I + \Delta I}{I}\right) \approx \frac{1}{M} \frac{\Delta I}{I} \approx \frac{2}{M} C_R \quad (2.14)$$

Pra atij i korrespondon kontrasti i imazhit rrezatues: $C_R \approx \frac{M}{2} \Delta x$ konstantja $M = 2.3$ shërben për të kaluar nga logaritmet neperiane në logaritmet dhjetore. Në mënyrë të ngjashme, një interval i dhënë i ordinatave ΔD i përket dendësive optike D dhe $D + \Delta D$ dhe pra kontrastit të imazhit dritor:



Figurë 2.7: Shembull i kurbës sensitometrike të çiftit film-ekran: në abshisë, logaritmi i intensitetit I të imazhit rrezatues; në ordinatë, dendësia optike DO e filmit pas zhvillimit.

$$C_L = \frac{|(B + \Delta B) - B|}{(B + \Delta B) + B} = \frac{10^{-D} - 10^{-D-\Delta D}}{10^{-D-\Delta D} + 10^{-D}} \approx \frac{1 - 10^{-\Delta D}}{2} \approx \frac{M}{2} \Delta D \quad (3.8)$$

Kurba sensitometrike vendos pra një korrespondencë të drejtpërdrejtë ndërmjet kontrastit të imazhit rrezatues në abshisë dhe kontrastit të imazhit dritor në ordinatë figura 2.7. Me të vërtetë, kemi:



Figurë 2.8 Imazhe dritore të marra për të njëjtin kontrast të imazhit rrezatues, për vlera të ndryshme të I të shënuara A, B dhe C

$$\frac{C_L}{C_R} = \frac{M \cdot \Delta D / 2}{M \cdot \Delta x / 2} = \frac{\Delta D}{\Delta x} \quad (2.15)$$

pra raporti i kontrasteve të imazheve dritor dhe rrezatues është i barabartë me pjerrësinë mesatare të kurbës sensitometrike. Figura 2.8 tregon, për të njëjtin kontrast të imazhit rrezatues prej 10 %, kontrastin tek imazhi dritor për 3 vlera të veçanta të ndryshme të I .

Kurba sensitometrike paraqet pra tri zona të ndryshme:

– pjesa e parë, me pjerrësi të vogël, i përket intensiteteve mjaft të dobëta të imazhit rrezatues dhe një filmi pak të ekspozuar. Imazhi dritor është pothuajse njëtrajtësisht i bardhë. Për vlera shumë të dobëta të I , nxirrja e filmit nuk është zero dhe në të dallohet një mjegull për shkak të pranisë të kokrrizave të argjendit tek filmi dhe të suportit prej plastike.

– pjesa e mesme e kurbës është drejtvizore me pjerrësi që quhet γ e filmit. Zgjatimi i kësaj pjese drejtvizore e pret boshtin e abshisave në një pikë të cilës i përket intensiteti S i cili quhet “*prag*”. Në këtë pjesë drejtvizore, funksioni sensitometrik ka për ekuacion të përafërt:

$$D = \sigma(I) = \gamma(\log_{10}(I) - \log_{10}(S)) = \gamma \cdot \log_{10}\left(\frac{I}{S}\right); \quad (2.16)$$

$$\text{Nga me sipër kemi : } C_L \approx \gamma \cdot C_R \quad (2.17)$$

pra kontrasti i imazhit dritor është i barabartë me atë të imazhit rrezatues shumëzuar me γ . Kjo zonë i përket një ekspozimi optimal të filmit dhe një përforsimi të kontrastit të imazhit rrezatues nga çifti film-ekran;

- pjesa e fundit e kurbës, me pjerrësi të vogël, i përket një filmi pothuajse të zi, të mbi - ekspozuar, me kontrast shumë të keq të imazhit dritor.

Në mënyrë që kontrasti në një farë zone të imazhit rrezatues të bëhet i dukshëm tek filmi pas zhvillimit të tij, duhet pra që energjia e përgjithshme që i përket kësaj pjese dhe që është marrë nga filmi gjatë kohës së ekspozimit të jetë në pjesën drejtvizore me pjerrësi γ të kurbës sensitometrike.

2.6 NDIKIMI I TENSIONIT, I INTENSITETIT DHE I KOHËS SË EKSPOZIMIT

Kur zona anatomike që do të vëzhgohet është shumë heterogjene, kontrasti i madh tek imazhi rrezatues ndërmjet zonave radio-opake dhe radio-transparente përforcohet ende nga përdorimi i një tensioni të ulët. Në këto raste zakonisht nuk është e mundur të studiohen me saktësi dhe njëkohësisht pjesët radio-opake dhe radio-transparente. Në rastin e një radiografie të kraharorit, në rast se përdoret tension i ulët dhe intensiteti dhe koha e ekspozimit rregullohen në mënyrë që të arrihet një shikim i mirë i ekzaminimit, kockat duken njëtrajtësisht të bardha dhe maskojnë indet nën to. Në përgjithësi, rritja e kontrastit që arrihet me përdorimin e tensionit të ulët çon në zvogëlimin e zonës së dobësimeve që mund të studiohen.

Në praktikë, tensionet e ulëta përdoren për të studiuar struktura pak radio-opake dhe relativisht homogjene (gjëndrën mamare). Për strukturat radio-opake (radiografi e kockave, egzaminime me lëndë kontrasti pozitive), përdorimi i tensioneve të ulëta do të çonte në rrezatime të papranueshme të pacientit në rast se do të ekspozonim siç duhej pjesët e filmit që do t'i përkisnin strukturave radio-opake. Për studimin e këtyre strukturave përdoren rrezeve x me tension të lartë. Ato ulin kontrastin ndërmjet zonave radio-opake dhe radio-transparente. Ato

bëjnë të mundur p.sh., në rastin e radiografisë së kraharorit, të studiohen njëkohësisht disa elemente të kockave, dhe mediastini (hapësirë ndërmjet dy mushkërive).

Rritja e intensitetit i të tufës së elektroneve ose e kohës së ekspozimit T me tension të tubit U të barabartë shkakton një rritje të përpjesshme të dendësisë së energjisë (intensitetit I_0) të tufës rënëse dhe të tufave përshkuese që përbëjnë imazhin rrezatues. Në rast se, prodhimi $i \cdot t$ rritet k herë, dy zona të imazhit rrezatues me intensitet I dhe $I + \Delta I$ kanë tashmë intensitetet $k \cdot I$ dhe $k \cdot (I + \Delta I)$. Kjo nuk e ndryshon kontrastin e imazhit rrezatues i cili bëhet:

$$C_R^{*k} = \frac{|k(I + \Delta I) - kI|}{k(I + \Delta I) + kI} = \frac{|(I + \Delta I) - I|}{(I + \Delta I) + I} = C_R \approx \frac{\Delta I}{2I} \quad (2.18)$$

Në të kundërt, kjo sjell ndryshime potenciale shumë të mëdha në kontrastin e imazhit dritor. Në rast se I dhe kI janë në pjesën drejtvizore të kurbës sensitometrike, kontrasti i imazhit dritor është i përpjesshëm me atë të imazhit rrezatues dhe nuk ndryshon. Në rast se I është në pjesën fillestare të kurbës dhe kI në pjesën drejtvizore ($k > 1$), kontrasti përmirësohet shumë, me kalimin nga një film pak e ekspozuar, në një ekspozim të rregullt. Në rast se I është në pjesën drejtvizore dhe kI në pjesën e sipërme, do të kalohet nga një klishe e ekspozuar mirë, në një radiografi tejet të ekspozuar me një kontrast të përkeqësuar keqas.

Pra cilësia e një filmi radiografik kërkon përshtatjen e kujdesshme të parametrave U , i dhe T . Këto parametra kanë një vlerë mesatare të përcaktuar mjaft mirë për një ekzaminim të caktuar por ato duhet të përshtaten në çdo rast, p.sh. në varësi të peshës së pacientit.

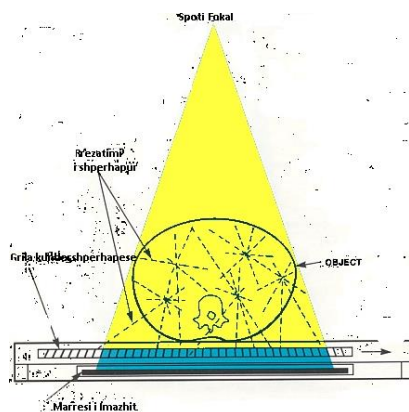
2.7 ELEMENIMI I RREZATIMIT TË SHPËRHAPUR

Për të shmangur zvogëlimin e kontrastit të shkaktuar nga rrezatimi i shpërhapur, përdoren dy dispozitivë:

– diafragma të montuara tek i gjeneratori i rrezeve x kolimatore, që përbëhen nga fletë plumbi të cilat bëjnë të mundur zvogëlimin e përmasave të tufës në përshtatje me zonën anatomike që do të

vëzhgohet. Diafragma shmanë shfaqjen e rrezatimit të shpërhapur të përfutuar jashtë zonës të eksploruar dhe ndihmon në kufizimin e rrezatimit të pacientit;

– grila kundërshpërhapëse/antidifuzuese figura 2.9, të përbëra nga fletë plumbi të ndara nga një material që i dobëson shumë pak rrezeve x dhe të vendosura sipas boshtit të tufës, ndërmjet filmit dhe pacientit. Pjesa më e madhe e tufës së shpërhapur që nuk është në boshtin e tufës do të dobësohet fort nga fletët e plumbit. Fletët e grilave kundërshpërhapëse janë paralele ose në trajtë freskoreje të lokalizuara tek vatra e përfutjesit të rrezeve x . Sipas energjisë së rrezeve x përdoren grila të ndryshme (fletët janë më të gjata për rrezet x më të forta). Grilat lëkunden gjatë ekspozimit, në mënyrë që të mos duken tek filmi.



Figurë 2.9: Përshkrimi i grilës kundërshpërhapëse.

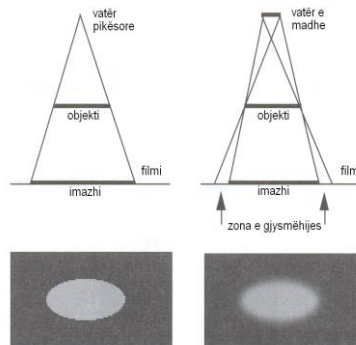
2.8 ELEMENTË TË INTERPRETIMIT TË RADIOGRAFIVE TË ZAKONSHME

Në një film radiologjik, ndarja ndërmjet dy zonave me tonalitete të ndryshme (imazhi i kufirit) paraqet ndërfaqen e dy zonave me radio-përthithje të ndryshme që preken shkarazi/tangjencialisht nga rrezet rënëse. Kështu, faqet e bronkeve, që zakonisht janë të padukshme , nganjëherë shfaqen në film në trajtën e një unaze të hollë të bardhë kur bronkja përshkohet për disa centimetra nga rrezet.

Dega e arteries kryesore satelite e kësaj bronkeje duket atëherë në trajtën e një disku të bardhë.

Cilësia e një radiografie të zakonshme

Ekzistojnë një sërë shkaqesh që kufizojnë rezolucionin e imazheve radiologjike në rreth 0.5 mm dhe dobësojnë pastërtinë e imazheve të kufijve:



Figurë 2.10: Turbullira gjeometrike e lidhur me përmasat e vatrës së tubit të rrezeve X.

- vatra e burimit të rrezeve X nuk është pikësore por ka përmasën nga 0.1 në 1.8mm (vatrat me përmasa shumë të vogla, me fuqi të kufizuar përdoren për analizën e strukturave të imta: gjoks, kocka). Që këtë rrjedh një zonë gjysmëhijeje (mjegullim gjeometrik) përreth strukturave të ndryshme të radiografisë figura 2.10, që mjegullon konturet dhe dobëson kontrastin e objekteve të vogla gjë që mund t'i bëjë ato të padukshme. Përmasat e kësaj gjysmëhijeje mund të zvogëlohet duke larguar burimin nga pacienti dhe duke e vendosur pjesën e trupit që do të radiografohet sa më afër që të jetë e mundur nga filmi.
- lëvizjet e pacientit ose të organeve të tij (zemra, p. sh.) gjatë kohës së ekspozimit shkaktojnë një turbullirë, që quhet kinetike, në radiografi
- rrezatimi i shpërhapur (veçanërisht tek pacienti) nuk mund të eliminohet plotësisht;
- fotonet e fluoreshencës mund të shpërhapen tek ekranet përforcues që çiftohen me filmin radiologjik. Kjo dukuri është më e shpikatur me filmat që perbehen me kokriza të mëdha të AgBr , tek të cilët bie aftësia ndarëse hapësinore (rezolucioni) por rritet ndjeshmëria.

2.9 PËRFITIMET DHE RREZIQET NGA RREZET RËNTGEN

Rrezet X janë një nga metodat më të zakonshme të përdorura në fushën e mjekësisë për të bërë diagnozën në lidhje me kockat dhe indet. Ajo është gjithashtu një nga metodat më pak të kushtueshme në egzaminim. Por gjithmonë frika nga efektet e dëmshme të radiografisë për shkak të ekspozimit ndaj rrezatimit është e pranishme. Megjithatë, përvoja ka treguar se përfitimet nga radiografitë i tejkalojnë rreziqet që lidhen me të. [12]

Përfitimet nga rrezet X qëndrojnë te :

** Lehtësia e diagnozës*

Rrezet X janë metodë e thjeshtë dhe e lehtë për të diagnostikuar çështjet e kockave. Ato nuk janë përdorur vetëm për diagnostikimin e kockave por edhe për dhëmbët. Kjo e ndihmon personelin mjekësor që shpejt dhe saktë të diagnostikojë thyerje ose prishje në kocka, apo sëmundje të tjera periodontale, infeksionet në kocka, lunga, kiste, anomalitë e zhvillimit, dhe lloje të caktuara të tumoreve.

** Disponueshmëria e lehtë*

Pajisjet me rreze X janë relativisht të lira dhe zakonisht në dispozicion në dhomat emergjences, qendra ambulatorie të kujdesit, etj duke e bërë atë të lehtë për t'iu vënë në dispozicion për pacientët dhe mjekët. Ajo është gjithashtu në dispozicion si njësi portative në spitale, salla operacioni dhe njësitë e kujdesit intensiv ose emergjencës.

** Diagnostikim i shpejtë*

Imazhi me rreze X është një proces i shpejtë dhe i thjeshtë duke e bërë atë shumë të dobishëm gjatë trajtimeve emergjente. Ai i mundëson një mjeku të diagnostikojë një pacient me lehtë dhe më shpejtë duke kërkuar brenda trupave të tyre në mënyrën më pak invazive.

** Kosto e ulët*

Rrezet X janë metodat diagnostikuese më pak të shtrenjta kur krahasohen me teknika të tjera të imazhit të tilla si MRI (rezonanca magnetike) . Megjithatë, rrezet X japin detaje të mjaftueshme

dhe informacion të nevojshëm për diagnozën e menjëhershme dhe në shumicën e rasteve ajo gjithashtu bëhet e mjaftueshme për trajtimin e duhur, duke e bërë atë më të popullarizuar dhe të dobishme.

** Ekspozimi i rrezatimit të përkohshëm*

Doza efektive e rrezatimit varet nga pjesa e trupit që duhet të ekspozohet. Dhe për çfarëdo doze, rrezatimi nuk mbetet në trupin e pacientit pas veprimit të rrezeve x. Për shembull, doza ekuivalente e radiografisë për kurrizin është 1.5 mSv, e cila është e barabartë me sasinë e rrezatimit të fonit që një person mer për rreth 6 muaj.

** S'ka efekte anësore*

Rrezet X nuk janë të njohura për efekte anësore. Avancimet në teknologji e kanë çuar zhvillimin e pajisjeve me rreze X që sigurojnë filtrimin dhe teknikat e kontrollit për të reduktuar apo humbur rrezatimin e përhapur. Kjo siguron që ato pjesë të trupit që nuk janë ekspozuar nuk janë ndikuar pothuaj fare nga rrezatimi.

Rreziqet nga ekspozimi i rrezeve x

Rrezet X janë një formë e rrezatimit jonizues. Kur drita normale godet një atom, ajo nuk mund ta ndryshojë atomin në mënyrë të konsiderueshme. Por kur një rreze X godet një atom, ajo mund të godase elektronet jashtëme të atomit për të krijuar një jon, një atom elektrikisht të ngarkuar. Elektronet e lira pastaj përplasen me atome të tjera për të krijuar më shumë jone. Një jon i ngarkuar elektrikisht mund të çojë në reagime të panatyrshme kimike brenda qelizave. Ndër të tjera, mund të thyejë lidhjet e ADN-së ose ADN-ja do të zhvillojë një mutacion. Kanceri mund të shkaktohet nga dëmtimi i ADN-së. Dëmtimi i ADN-së ndodh edhe pa praninë e rrezatimit dhe kjo mund të jetë arsyeja që njerëzit do të zhvillojnë një kancer. Qelizat normale kanë mekanizma që riparojnë këtë dëmtim gjenetik. Në qoftë se dëmi nuk është identifikuar ose nëse shkalla e dëmtimit është shumë e lartë për mekanizmat e riparimit, kjo mund të rezultojë në një kancer që është duke u formuar. Egziston një lidhje mes rrezatimit me dozë të lartë dhe kancerit. Kanceret e shkaktuara nga rrezatimi janë biologjikisht të njëjta në krahasim me kanceret që ndodhin natyrshëm. Në qoftë se një sasi e qelizave vdesin, trupi mund të zhvillojë sëmundje të ndryshme. Nëse në ADN ndryshohet, një qelizë mund të bëhet kanceroze dhe nga kjo kanceri

mund të përhapet. Nëse mutacioni është në një qelizë spermë ose qelizë vezë, kjo mund të çojë në difekte të lindjes. Në përfundim, rrezatimi ka me të vërtetë potencial për të shkaktuar kancer nëse përdoren doza të mëdha, por efektet e dozave të vogla të tilla si ato që përdoren në mjekësinë diagnostike janë ende të panjohura. Energjia e rrezeve x gjithashtu ka një potencial të vogël për të dëmtuar indet e gjalla. Rreziqet më të rëndësishme janë:

** një rritje e mundësisë që një person i ekspozuar ndaj radiografisë të kete probleme*

** lëkura digjet vetëm në nivele shumë të larta të ekspozimit të rrezatimit*

Rreziku i zhvillimit të kancerit nga ekspozimi i rrezatimit në përgjithësi është i vogël dhe ai varet të paktën nga dy faktorë: sasia e dozës së radiacionit, moshë e personit të ekspozuar :

** Rreziku i kancerit rritet nga doza të mëdha të rrezeve x që një pacient i nënshtrohet*

** Rreziku i kancerit është më i madh për një pacient që ka marrë radiografitë në një moshë më të re se sa për atë që merr ato në një moshë të vjetër*

** Gratë janë në një rrezik të jetës disi më të lartë se burrat për zhvillimin e kancerit pas marrjes së ekspozimeve të njëjta në moshë të njëjta.*

Radioskopia klasike

Në radioskopinë klasike (tradicionale) , imazhi me dritë përftohet në një ekran fluoreshent që ndriçohet nën veprimin e drejtpërdrejtë të rrezeve x. Radiologu e vrojton atë përmes një xhami mbrojtës. Kjo metodë bënte të mundur studime kinetike por ka të meta të mëdha që kanë çuar në zhdukjen e saj: shkëlqimi shumë i dobët i ekranit fluoreshent që kërkon një përshtatje në errësirë të paktën 20 minuta dhe pamundësia për të marrë një material objektiv (fotografi ose film, p. sh.); mbi të gjitha rrezatim i konsiderueshëm i subjektit dhe i radiologut.

Përfundim

Radiografia e zakonshme/standarde/tradicionale përbën rreth 70 % të ekzaminimeve radiologjike. Kjo është një teknikë e shpejtë, relativisht pak rrezatuese, pak e kushtueshme, që mund të kryhet eventualisht tek shtrati i të sëmurit dhe me një rezolucion hapësinor shumë të mirë. Mangësitë e saj kryesore janë dallimi i dobët i indeve të buta dhe dukuria e mbivendosjes së strukturave të ndryshme të studiuara.

KAPITULLI III

ELEMENTËT BAZË NË SISTEMIN E KONTOLLIT TEKNIK

3.1 ELEMENTET BAZË NË SISTEMIN E KONTOLLIT TEKNIK

Performanca e pajisjeve me rreze X ka një rol shumë të madh në dozën e rrezatimit tek pacienti e me tej tek personeli e publiku. Praktika e monitorimit të kësaj performance quhet kontroll i cilësisë (KC) pjesë e të cilës është kontrolli teknik (KT). Kontrolli teknik është kontroll i disa elementëve të makinës me rreze X për të përcaktuar cilësinë e produktit final pa marrë në konsideratë elementët që lidhen me prodhimin e tij. Të gjitha pajisjet duhet të testohen në lidhje me përputhshmërinë për specifikimet e tyre në momentin e pranimit. Testimi duhet të mbulojë të gjithë parametrat bazë dhe disa prej tyre është e nevojshme të maten vetëm një herë, por disa të tjerë maten në afate kohore të përshtatshme. Kontrolli teknik do të ndikojë për të marrë imazhin e pranueshëm për një dozë sa më të vogël të pacientit po kështu dhe të personelit dhe publikut. Kontrolli teknik i rregullt duhet të zbatohet gjatë gjithë kohës së punës së pajisjes. Kontrolli teknik i rregullt zakonisht bëhet cdo vit, por megjithatë mund të bëhet dhe në një periudhë kohe më të gjatë për pajisje më pak sensitive sic janë pajisjet me rreze X në radiografinë dentare. Por në sistemin mamografi është shumë e rëndësishme cilësia e pajisjes.[3]

Një program adekuat i kontrollit të cilësisë në radiologjinë diagnostike përfshin kontrollin periodik të komponentëve në sistemin me rreze X të radiologjisë diagnostike. Optimizimi i programit të kontrollit teknik për një kabinet varet nga një numër faktorësh të cilët përfshijnë, tipin e procedurave, tipin e pajisjeve etj. Programi zhvillohet dhe zbatohet nën supervizionin e një fizikani mjekësor të kualifikuar. [14]

Programi i kontrollit teknik duhet të identifikojë elementët që do të monitorohen si dhe intervalet e testimit. Të gjitha rezultatet duhet të shënohen dhe një rishikim periodik i tyre është i nevojshëm. [21]

Ky material përshkruan disa nga elementet e protokolleve të kontrollit teknik për pajisjet me rreze X në sistemin e radiologjisë diagnostike. Një numër i caktuar testesh janë përshkruar duke

përdorur pajisje dhe mjete pune të dizenuara për këtë qëllim specifik. Parametra të rëndësishëm janë matur në spitale të ndryshme dhe qendra mjekësore në Republikën e Shqipërisë.

Ky material është përcaktuar për zbatim në çdo lloj nivel shërbimi që nga një pajisje e vetme e cila nuk përdoret në mënyrë frekvente deri tek një shërbim radiologjik i cili ka një numër të madh unitesh që përdoren në maksimumin e kapacitetit. Pajisjet dhe mjetet testuese në këtë protokoll janë të thjeshta relativisht jo të shtrenjta.

Sigurimi i procesit të testimit është shumë i rëndësishëm për të siguruar cilësinë e pajisjes.

Pas një instalimi të suksesshëm dhe kalimit të testeve të pranimit pajisja duhet të monitorohet gjatë kohës së punës me qëllim që të ketë një performancë të besueshme. Qëllimi i kontrollit teknik është për të zbuluar ndryshimet në pajisje të cilat mund të çojnë në një degradim të madh klinik në cilësinë e imazhit ose në rritje shumë të madhe të rrezatimit të ekspozimit. Nga eksperiencia dimë që në qoftë se fuqia e dozës bie nën një nivel minimum laboranti dikton në imazhe probleme si dhe mjekët radiologë shprehin pakënaqësi në lidhje me imazhin. Por dhe në ekstremin tjetër kur fuqia e ekspozimit është mbi një nivel limit, kjo rrit riskun për efekte dytësore në pacientë. Ne duhet të testojmë pajisjen në një frekuencë të mjaftueshme për të përcaktuar që kanë ndodhur ndryshime përpara se laboranti të dedektojë që imazhet kanë zhumra. Frekuenca e kontrollit teknik varet dhe përfshin ndryshimin në proceset e pajisjes, moshën, besueshmërinë, frekuencën e përdorimit të pajisjes, si dhe elementët në zinxhirin e imazhit. Në qoftë se proceset janë shumë variable duhet të monitorohen shumë më shpesh. Shpesh pajisjet e vjetra janë më pak të besueshme dhe më pak stabël. Pajisjet e vjetra zakonisht monitorohen më shpesh se të rejtat. Zinxhiri i imazhit mund të varet nga procesori fotografik për të prodhuar imazhin radiografik.

Le të konsiderojmë matjen e tensionit në kilovolt (kV) duke përdorur një mult-O-metër. Për shumicën e pajisjeve ky test zakonisht kryhet një herë në vit. Në fillim ky test mund të bëhet dhe më shpesh derisa të fitohen eksperiencia për të kryer matje në këtë fushë. Në qoftë se është stabël atëherë monitorimi vjetor është adekuat. Në qoftë se ka një ndryshim të madh atëherë një monitorim me frekuencë më të lartë është i nevojshëm.

Disa elemente duhet të konsiderohen kur përgatitet një program i kontrollit teknik që përfshin:

- Përcaktimi i frekuencën e testimit
- Zbatimi i një program testimi me frekuencë më të lartë kur filloni një program të kontrollit teknik.
- Ulja e numrit të testeve të rekomanduara pas gjashtë muajsh deri në një vit, në qoftë se të dhënat tregojnë stabilitet.
- Reduktimi i testeve të kontrollit teknik pas një kohe të gjatë të zbatimit të tij.
- Monitorimi në mënyrë konstante i rezultateve të testeve.
- Frekuenca e testeve mundet gjithashtu të rritet në mënyrë të përkohshme pasi një nga komponentët e makinës me rreze x pëson difekt.

Elemente të tjerë të cilët duhet të merren në konsideratë në kontrollin teknik janë: kualifikimet e stafit dhe instrumentet për kontrollin teknik etj.

3.2 PËRSE ËSHTË I NEVOJSHËM KONTROLLI TEKNIK I PAJISJEVE

Kushtet e pajisjes me rreze x janë elementi më i rëndësishëm në ekspozimet radiologjike.

- Kontrolli teknik i pajisjeve me rreze x është i domosdoshëm sepse :
- Parametrat e pajisjes ndikojnë drejtpërdrejt në dozën tek pacienti, personeli dhe publiku.
- Parametrat e pajisjes parandalojnë incidentet me pajisjen dhe dhënien e dozave të panevojshme për pacientët.
- Parametrat e makinës me rreze X ndikojnë drejtpërdrejt në cilësinë e imazhit
- Kontrolli teknik është i kufizuar vetëm në cilësinë e produktit final si të tufës së rrezatimit dhe parametrave të tjerë që lidhen me të
- Parametrat cilësorë të makinës me rreze X bëjnë që për të njëjtën cilësi imazhi dozat për pacientin të jenë më të vogla

- Me një program të kontrollit teknik (KT) të zbatuar sic duhet përdoruesi fiton besueshmërinë e pajisjes
- Përdoruesi fiton reputacion në cilësinë e ekspozimeve sepse pajisja i përgjigjet kërkesave të tij
- Siguron që pajisjet e mirëmbajtura kanë të njëjtat parametra si të rejat
- Mbahet nën kontroll puna e stafit duke siguruar që cilësia e makinës me rreze x është optimale
- Ulen shpenzimet

3.3 STANDARTET PËR SISTEMIN GRAFI NË RADIOLOGJI

3.3.1 SAKTËSIA E TENSIONIT TË ZBATUAR NË k/VOLT [2]

Një nga elementet bazë të makinës me rreze X është tensioni i zbatuar në tub për prodhimin e rrezeve x. Nga vlera e këtij tensioni dhe saktësia e tij varet shumë ekspozimi i pacientit. Ky test performohet për të parë shkallën e përputhshmërisë mes tensionit që tregon pulti i komandës së makinës si dhe tensionit të vërtetë të zbatuar në llampe. Me qëllim kontrollin e këtij procesi duhet që

- Shmangia maksimale e vlerës së tensionit në dalje, duhet të jetë më e vogël se 10% e vlerës së treguar nga pulti i pajisjes.

3.3.2 SAKTËSIA NË PËRSËRITJEN E TENSIONIT

Me prodhimin e një pajisje duhet që kjo pajisje pavaresisht testit të mësipërm për përputhjen e tensionit në pult me atë të vertetin duhet që gjithmonë tensioni të jetë stabil në të njëjtat vlera. Pra sa herë në të vendosim tensionin në pult 80 kV po aq të jete dhe tensioni në llampë për çdo përsëritje të tij. Me qëllim kontrollin e këtij procesi duhet që :

- Për matje të përsëritura, shmangia e tensionit duhet të jetë më e vogël se $\pm 5\%$ nga vlera mesatare e tensionit të matur nëpërmjet pajisjes testuese.

3.3.3 VARËSIA E TENSIONIT ME NDRYSHIMIN E RRYMËS

Tensioni i zbatuar në llampe nuk është i lidhur me rrymën e cila bën të mundur prodhimin e elektroneve në llampë. Megjithatë ndryshimi i rrymës e ndikon jo në mënyrë të ndjeshme tensionin si dhe tensioni rrymën. Me qëllim kontrollin e këtij procesi duhet që

- Shmangia maksimale e vlerës së tensionit, duhet të jetë më e vogël se 10% me ndryshimin e vlerave të rrymës.

3.3.4 FILTRIMI I PËRGJITHSHËM

Sic kemi shpjeguar më sipër rrezet X me energji të vogël janë të padobishme sepse ato mbeten, përthithen nga trupi i pacientit pa dhënë ndikime në imazh. Ky lloj rrezatimi shton në mënyrë të padobishme dozën tek pacienti. Për të reduktuar dozën tek pacienti është e nevojshme që kjo fashë e rrezatimit të hiqet. Për heqjen e tij përdoren filtra të cilët përthithin këtë lloj rrezatimi. Me qëllim kontrollin e këtij procesi duhet që

- Filtrimi total për një tufë të dobishme rrezesh X duhet të jetë jo më i vogël se 2.5 mm Al ose ekuivalente të tij.

3.3.5 KOHA E EKSPOZIMIT

Koha e ekspozimit është një nga faktorët bazë si për cilësinë e imazhit dhe për dozën tek pacienti. Përdorimi i një kohe ekspozimi të përshtatshme do të thotë imazh cilësor dhe dozë e vogël për pacientin. Ky test është i përqëndruar në faktin se sa është koha e vertete e ekspozimit krahasuar me kohën e fiksuar në pult. Me qëllim kontrollin e këtij procesi duhet që

- Për një kohë të ekspozimit në pult më të madhe se 100 milisekonda koha e ekspozimit në dalje (reale) duhet të jetë brenda limitit të $\pm 10\%$ të vlerës së përcaktuar në pult. Kjo nuk duhet të varet nga parametrat e tjerë të makinës me rreze x.

3.3.6 FUQIA E RREZATIMIT NË DALJE.

Me qëllim që të kontrollohet ekspozimi i makinës me rreze X dhe fuqia e saj, është e domosdoshme që ajo të testohet nëse i ka këto kapacitete. Një element i rëndësishëm i makinës me rreze X është që për vlera të njëjta të parametrave të ndryshueshëm të japë të njëjtën sasi rrezatimi për vlerat e përsëritura. Gjithashtu duhet të shohim lidhjen e këtij rrezatimi me rrymën dhe me produktin rrymë kohe. Me qëllim kontrollin e këtyre proceseve duhet që

- Me një filtrim total 2.5mm Al rrezatimi në dalje duhet të jetë më i madh se 25 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ në distancë 1.0 m për vlerë reale të tensionit 80KV.
- Rrezatimi në dalje duhet të jetë konstant brenda vlerave $\pm 20\%$ për ekspozime të përsëritura në kushte të njëjta (Tension 80 KV, filtrim total 2. 5mm Al).

3.3.7 PËRPUTHJA E TUFËS SË DRITËS ME TUFËN E RREZEVE X

Cdo pajisje me rreze X ka një sitem dritor i cili simulon tufën e rrezeve x. Në praktikë duhet që kjo tufë dritore e dukshme që rregullohet nëpërmjet butonave në sistemin e llampës duke konsideruar që tufa X do të përputhet me tufën e rrezeve x. Tufa dritore nuk perben risk as për pacientin as për personelin por ndihmon personelin të kufizojë dritën për organin që kërkohet egzaminimi duke ulur në mënyrë të ndjeshme dozën e pacientit. Por duhet me tej që kjo tufë dritore të ndiqet në mënyrë korrekte nga tufa me rreze X për ekspozimin real të pacientit. Me qëllim kontrollin e këtij procesi duhet që

- Përputhja e fushës të përcaktuar me tufën e dritës me cdo anë të fushës të rrezeve x në cdo drejtim themelor nuk duhet të kalojë 3% të distancës nga fokusi tek qendra e fushës dritore dhe shumica e shmangieve në dy drejtimet pingule nuk duhet të kalojë 4%.

3.3.8 PËRPUTHJA E QËNDRËS SË TUFËS ME RREZE X DHE QËNDRËS PËR MARRJEN E IMAZHIT

Qenia pingul e tufes së rrezeve x me marrësin e imazhit krijon cilësi dhe nuk deformon imazhin e marrë nga ekspozimi por jo vetëm. Po kështu e rëndësishme është dhe përputhja e kryqit dritor me qendrën e tufës X si dhe përputhja e tufës qendrës së saj me qendrën e marrësit të imazhit filmin në kasetë. Me qëllim kontrollin e këtyre proceseve duhet që

- Kur aksi i tufës së rrezeve x është pingul me planin e marrjes së imazhit (test special), qendra e fushës së rrezeve x dhe qendra e marrjes së imazhit (film) duhet të përputhet brenda kufirit të 2% të distancës fokus-marrës imazhi (film)
- Përputhja e kryqit dritor me qendrën e tufës së rrezeve x nuk duhet të ndryshojë më shumë se 1% të distancës fokus -film
- Përputhja e kryqit dritor me qendrën e filmit në kasetë nuk duhet të ndryshojë më shumë se 1% të distancës fokus–film.

3.3.9 ORTOGONALITETI I TUFËS SË RREZEVE X DHE MARRËSIT TË IMAZHIT

Perpendikulariteti i tufës me rreze X me filmin është shumë i rëndësishëm për të mos krijuar deformime në marrjen e imazhit në film. Me qëllim kontrollin e këtij procesi duhet që

- Këndi ndërmjet aksit qendror të tufës së rrezeve x dhe planit të marrjes së imazhit(filmit) nuk duhet të ndryshojë më shumë se 1. 5 gradë për kendin 90^0 . Test special .

3.3.10 KOLIMIMI

Në qofte se fusha totale do të ishte më e madhe se marrësi i imazhit, në këtë rast do t kishim një dozë shtese pa marrë asnjë informacion, dmth do ishte e pajustificuar. Me qëllim kontrollin e ketij procesi duhet që

- Tufa e rrezeve X duhet të jetë e kolimuar në një mënyrë të tillë që fusha totale e ekspozimit për një marrës imazhi (film) në distance fikse të mbetet brenda kufirit të zgjedhur në marrësin e imazhit (film).

3.3.11 MADHËSIA E VATRËS

Madhësia e vatrës është shumë e rëndësishme sepse ajo është baza për kontrollin e shumë proceseve në lidhje me kontrollin teknik në pajisjet me rreze X. Me qëllim kontrollin e këtij procesi duhet që të bëhet përcaktimi i madhësisë së fokusit nëpërmjet kohës së punës së tubit si pjesë e procedurave të kontrollit teknik që tregojnë shfaqjen e ndonjë defekti dhe pamundshmërie për të vazhduar përdorimin e tubit me rreze X.

3.3.12 POTERI

Poteri është pajisja bazë për kontrollin teknik të rrezatimit të shpërhapur dhe ndihmon shumë në heqjen e këtij rrezatimi i cili ul parametrat si dhe shton dozën tek pacienti. Por është shumë e rëndësishme që elementet e kësaj pajisje të mos duken në film. Me qëllim kontrollin e këtij procesi duhet që

- Kur ekspozimi i poterit bëhet me tension 50KV, nuk duhet të duken defekte jo reale në pamje.
- Vendosja e një lamele nuk duhet të jetë e dukshme në pamjen e marrë për kohën më të shkurtër të ekspozimit që përdoret në praktikë.

3.3.13 RREZATIMI RRJEDHËS

Megjithë mbrojtjen maksimale që i bëhet llampës, rrezatimi X duhet të dale vetëm në një dritare të caktuar. Me mbylljen e saj rrezatimi duhet të shkojë drejt zeros sepse i pasqyruar në sipërfaqet e kabinetit shkon përsëri tek pacienti nga të gjitha drejtimet dhe ndërhyr në imazh. Me qëllim kontrollin e këtij procesi duhet që

- Rrezatimi që del nga kutia e llampës i matur në distancën 1m nga vatra nuk duhet të kalojë 1mGy/h.

Këto janë në përgjithësi vetëm disa teste bazë të kontrollit teknik të lidhura me radiografinë klasike dhe jo me pajisjet e tjera radiologjike megjithëse këto teste mund të vlejné dhe për aplikime të tjera në radiologji. Në këtë studim janë marrë në konsideratë disa nga testet e mësipërme dhe janë përpunuar me tej për të nxjerë një rezultat në lidhje me sjelljen e makinës që ne të kemi mundësi ta marim dozen më të vogël për një imazh të pranueshëm.

KAPITULLI IV

KARAKTERSITIKA TË PAJISJEVE MATËSE

4.1 PAJISJET E KONTROLLIT TEKNIK

Për kontrollin teknik KT përdoren pajisje të caktuara nëpërmjet të cilave bëhet vlerësimi i parametrave teknike të makines me rreze X. Sigurisht që vetë keto pajisje duhet të jenë të besueshme të cilat kanë kaluar në proces kalibrimi të tilla që matjet që ato japin janë të besueshme.

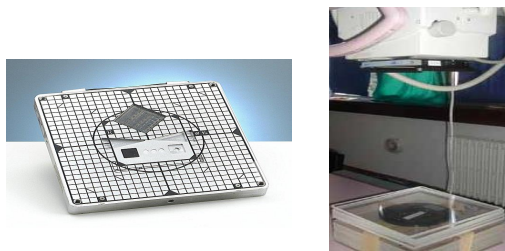
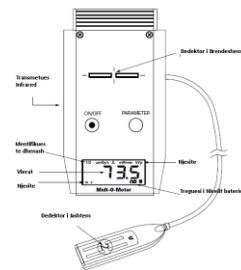
Këto pajisje janë më spektër shumë të gjërë dhe përdoren për teste të ndryshme në lidhje me makinën me rreze X .

4.2 MULTI-O-METER

Pajisja multi o meter figura 4.1 është pajisja bazë nëpërmjet të cilës janë realizuar një pjese e matjeve për këtë studim si dhe pajisja tjetër bazë fantomë universale figura 4.2 .



Figurë 4.1: Paisja Multi – O – Meter



Figurë 4.2: Fantoma Universale

Pajisja multi o meter është shumë e përshtatëshme për kontrollin teknik të pajisjes sepse kryen matje te sakta krahasur me matjet me pajisjet e tjera që janë në dispozicion për testimin e makinave me rreze X , parandalon të bëhen gabime nga ana e stafit përse i takon matjeve në lidhje me këtë pajisje, ka manual të thjeshtë përdorimi, ka komponente me cilësi të lartë, kalibrim të shpejtë dhe është miqësor në përdorim, karakteristikat e tij jepen në figurën 4.3.



Figurë 4.3: Karakteristikat e pajisjes Multi- O - Meter

Pajisja MoM ka kapacitet për matjen e kombinuar të disa parametave në një ekspozim të vetëm gjë e cila redukton shumë numrin e matjeve dhe ekspozimeve. Për matjet ne kemi përdorur pajisjen MoM model 518 Sn 5039

Vlerat e parametrave dhe funksionet e këtij modeli jepen më poshtë

MoM mat në një brez dozash $0.001\mu\text{Gy} - 9999\text{Gy}$

Mat në një brez në fuqi doze nga $100\text{ nGy/s} - 500\text{mGy/s}$

Mat në një kohë ekspozimi $0.001\text{sek} - 9999\text{ sek.}$

Pajisja ka vetekalibrim automatik në lidhje me temperaturën gjë që bën të mos ndikohet nga temperatura e ambientit një faktor i rëndësishëm në matjet tona.

Pajisja Multi-o-Meter (MoM)

Për matjet është e nevojshme të njihen funksionet bazë, mënyra si ekspozohen dedektorët në tufën me rreze X, dhe përdorimi i tastes “PARAMETER“ për të lexuar vlerat e matura

MoM mund të masë disa parametra të kombinuar të tufës me rreze x. Për saktësi më të madhe matja e pare injorohet dhe merren në konsiderate vlerat nga e dyta e tutje pas ndezjes .

Pajisja Multi-o-Meter MoM

Tensioni kV

MoM mat tensionin në mënyrë të pavarur nga rryma në tub dhe nga distanca e tubit me pajisjen. Nqs dedektoret rrezatohen njëkohësisht, vlera korrekte përzgjidhet automatikisht. MoM mat mestaren e kV në një kohë prej 125 mSek. Tensioni kV matet dhe llogaritet pas 5 mSek

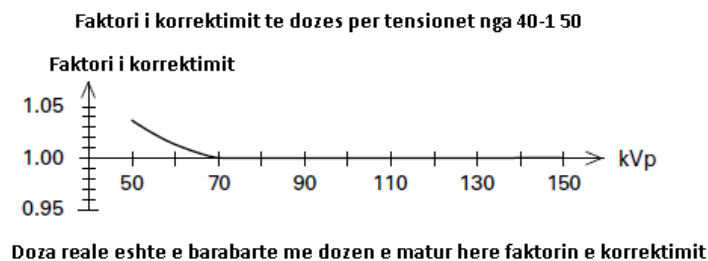
Doza (Kerma)

MoM mat dozën në një ose dy dedektorë. Doza në ekran ka shenjën 1 ose 2 që i korespondon dedektorit përkatës. Nqs dedektoret rrezatohen në mënyrë të njëkohëshme pajisja përzgjedh në mënyrë automatike dozën korrekte për një sistem fiks të tensionit të tubit.

MoM përdor dedektor silikoni dhe kjo

1. Minimizon varësinë energjitime
2. Doza është e qëndrueshme dhe pas cdo matje nuk ka nevojë për zerime të pajisjes.
3. Mat dozën pavarësisht nga ndryshimet në presion dhe temperaturë pa korrektime
4. Jane mëkanikisht stabël.
5. Janë veshur me plumb në zona të caktuara për të ndaluar rrezatimin e shpërhapur
6. Ka ndjeshmeri të lartë dhe madhësi të vogël si dhe është shumë miqësore në përdorim
7. Nuk kërkohet tension shtesë për të aktivuar dedektorin

Ne figurën 4.4 paraqitet faktori i korrektimit te Dozës për tensione të ndryshme:



Figurë 4.4:

Faktori i korrektimit te Dozës për tensione të ndryshme

4.3 KONTROLLI TEKNIK I IMAZHIT. FANTOMË UNIVERSALE

PTW FREIBURG

TIPI APP 26761- 0338

Në lidhje me këtë pajisje janë perfomuar teste për përputhshmërinë e tufës dritore me tufën e rrezeve x, aftësia ndarëse (rezolucioni) i pajisjes si dhe kontrasti. Pajisja fantom universal është përdorur për analiza të cilësisë imazhit. Fantoma universal (Figura 7.1) ka disa funksione por ne e kemi përdorur për aftësia ndarëse mbi bazën e numrit të vijave për milimetër. Fantoma e referencës është pajisja më e përshtatshme për kontrollin teknik të instalimeve me rreze x në sistemin radiografi.

E përshtatshme për testet e pranimit dhe qëndrueshmërisë në kohë në pajisjet e tradites me rreze x.

Përputhet me standartet IEC 61223-3-1

Fantomat universale ose fantoma REX bën të mundur një kontroll të shpejtë dhe të thejstë të karakteristikave, axhustimit dhe stabilitetit të komponentëve të sistemit të imazhit në pajisjet me rreze x. Është një objekt kompakt alumini me dimensione 250 x 250 mm dhe trashësi prej 25mm, me nje strukturë të mirëpërcaktuar, në lidhje me cilësinë e imazhit.

KAPITULLI V

REALIZIMI I MATJEVE DHE I TESTEVE

Matjet e mëposhtme janë realizuar në Qendrën Spitalore Universitare “Nënë Tereza” , spitalin Durrës, si dhe në qendra të ndryshme spitalore dhe shëndetësore në rrethe të ndryshme në Shqipëri.

5.1 SAKTËSIA E KILOVOLTAZHIT

5.1.1 Metoda e matjes se verifikimit të Tensionit (Kilovoltazhit)

Pajisja pozicionohet në pozicione të caktuara sipas nevojave, një ose të dy dedektorët. Vendosim pajisjen Mult-o-Meter Unfors Set ne 70 cm nga vatra duke regulluar distancën nëpërmjet lëvizjes se sistemit të llampës me rreze X

Në pultin e komandimit vendosim pajisjen me rreze X për $I_{kt} = 50$ mAs. (tensioni i llampës nuk varet nga koha) Pasi jemi siguruar që sistemi është në gjëndje pune dhe gati për fillimin e matjeve kalojmë në dhomën e kontrollit të pajisjes dhe bëjmë ekspozimet përkatëse. Këto matje përfshijnë fiksimin e tensionit në pult përkatësisht nga 60 - 120 kV (psh. 60, 70, 80 100, 120)

Nëpërmjet pajisjes Mult-o-Meter masim tensionin në dalje për vlerat e vendosura në pult 60 - 120 kV. Në testimin e pajisjes më poshte mungojne vlerat mbi 90 kV për shkak të mos ekspozimit nga ana e stafit të makinës me rreze x në tensione të mëdha me qëllim ruajtjen e makinës me rreze X. (ky test e streson makinën për sa kohe nuk perdoret nga ana e stafit në këto vlera. Por përdorimi në këto vlera është i rekomandueshëm në raste të caktuara)

Shohim sa është ndryshimi mes vlerave te vendosura ne pult dhe atyre të matura nëpërmjet MoM

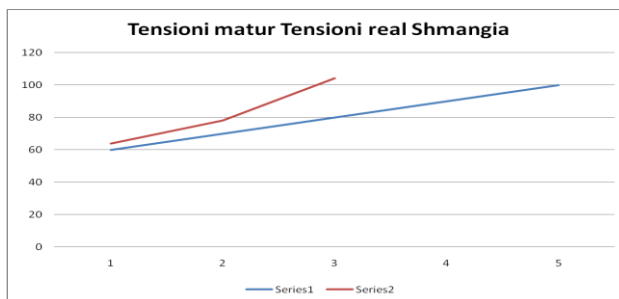
Analiza:

Sipas standardit maksimumi i devijimit duhet të jetë më pak se $\pm 10\%$ të vlerës së dhënë në pultin e komandimit. Në tabelën 5.1 jepen vlerat e matura per tensionin 60,70,80 Kv të vendosur në pultin e komandimit.

Tabelë 5.1 Vlerat e tesnionit në pult dhe vlerat reale për tre matje

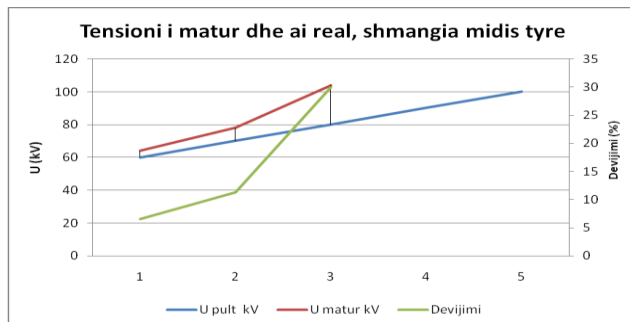
U pult kV	60	70	80
U matur kV	64	78	104
Devijimi	6.6%	11.4%	30%
Matjet	1	2	3

Paraqet matjet e kryera për tensionet 60,70,80 kV, si dhe shmangieve të tensionit nga pulti në matjet direkte me MoM.



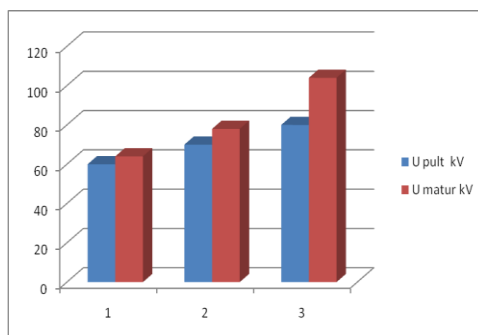
Figurë 5.1: Shmangiet e tensionit nga pulti me matjet direkte me MoM.

(vlerat e matjeve 4 dhe 5 nuk janë përfshirë në Tabelën 5.1, me ngjyrë të kuqe jepen vlerat e matura nga ana e MoM)

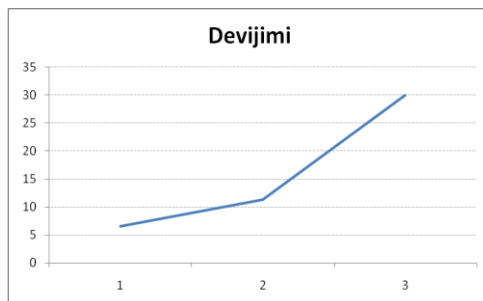


Figurë 5.2: Me ngjyre të gjelbër jepet se si ndryshon shmangia mes tensionit në pult dhe tensionit të matur (për tre matje)

Saktësia e kilovoltazhit sic shihet nga matjet e tabelës 5.1 dhe grafikeve 5.1 dhe 5.2, diferencat janë shumë larg standarteve. Nga Figurën 5.1 dhe 5.2 shohim se për tensione të ulta përputhshmëria është më e mirë dhe fillon prishet për tensionë të mëdha. Zona në të cilën janë grafitë klasike mund të themi është pjesërisht e pranueshme. Makina me rreze X ka nevojë për riparim sidomos në vlerat e mëdha dhe duhet të testohet përsëri pas riparimit të saj. Kjo vërteton faktin që stafi nuk e përdorte makinën në tensione të mëdha sepse tensionet reale do të ishin shumë më të mëdha se ato në pult gjë e cila në të vërtete mund të dëmtonte makinën .



Figurë 5.3: Shmangia e vlerave të tensionit për tre matje



Figurë 5.4: Shmangia e vlerave të tensionit

Në Figurën 5.3 jepet shmangia për tre vlerat e matura të tensionit në forme shtyllash në Figurën 5.4 jepet ky ndryshim në formë grafike , për të cilat shihet qartë si rritet kjo shmangie me tensionin. Këto matje janë kryer në qendrën spitalore Durres.

5.2 SHPËRNDARJA E SAKTËSISË SË TENSIONIT PËR SPITALE TË NDRYSHME NË SHQIPËRI SI DHE SHMANGIA NGA VLERAT NË PULTIN E KOMANDIMIT

Gjatë këtij studimi janë matur dhe vlerësuar shpërndarja e saktësisë së tensionit për spitale të ndryshme në Shqipëri si dhe shmangia nga vlerat në pult në % mbi bazën e metodikës së mësipërme për të parë saktësinë e kilovoltazhit.

Ne tabelën 5.2 jepen vlerat për shpërndarjen e saktësisë së tensionit për spitale të ndryshme në Shqipëri si dhe shmangia nga vlerat në pult në %.

Në përgjithësi kemi një përputhje brenda limiteve në lidhje me saktësinë e tensionit për sistemin grafi në spitale të ndryshme në Shqipëri. Të dhënat me ngjyrë të kuqe në tabelën 5.2 kërkojnë që këto makina me rreze X të riparohen nga ana e personave të autorizuar si dhe të testohen përsëri pas riparimit. Nga leximi i të dhënave del që shpërndarja është krejt e ndryshme. Ka makina që sillen mirë në tensione të ulta dhe keq në tensione të larta dhe anasjelltas por nuk ka një trend fiks.

Figura 5.5 përmban shmangiet për spitale të ndryshme dhe këto shmangie shkojnë deri në 40 %. Këto spitale të cilat janë markuar me të kuqe kanë dhe vlera të cilat janë nën limit por përsa kohe një nga vlerat është mbi limit kërkohe riparimi i tyre. Për çdo spital nga Figura 5.5 mund të shohim ku është piku i shmangies nga vlera bazë.

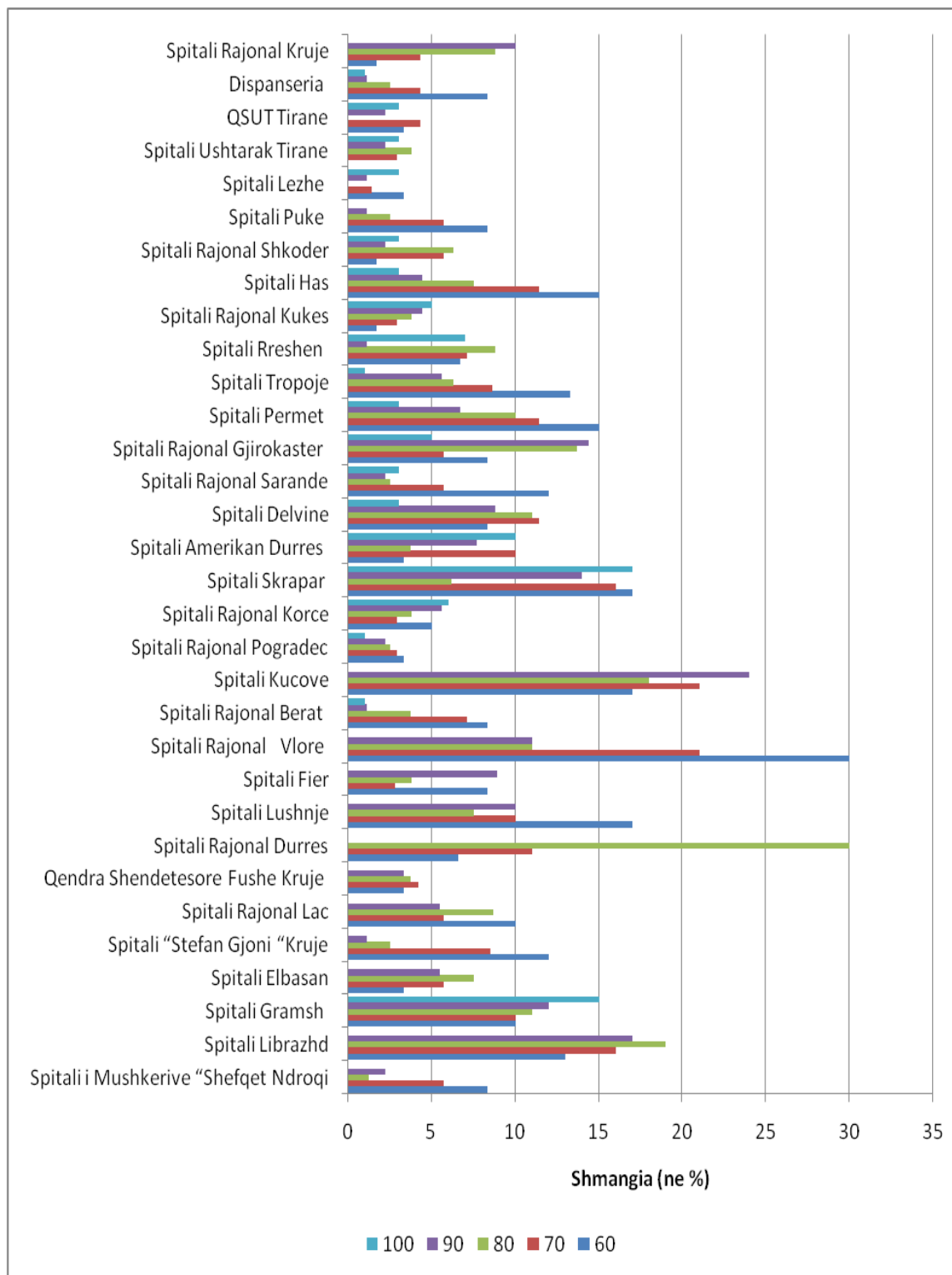
Me qëllim që të kemi një vështrim më cilesor direkt të dukshëm po japim një paraqitje grafike, të shmangieve për spitale të ndryshme sipas tensioneve të tabelës 5.2.

Tabelë 5.2: Shpërndarja e saktësisë së tensionit për spitale të ndryshme në Shqipëri

Klinika U matur per klinike kV /U pult kV	60	70	80	90	100
Spitali i Mushkerive «Shefqet Ndroqi	55	66	79	92	----
Shmangia %	8.3	5.7	1.2	2.2	
Spitali Librazhd	68	81	95	105	----
Shmangia %	13	16	19	17	
Spitali Gramsh	54	63	71	79	85
Shmangia %	10	10	11	12	15
Spitali Elbasan	62	74	86	95	----
Shmangia %	3.3	5.7	7.5	5.5	
Spitali «Stefan Gjoni «Kruje	53	64	78	91	----
Shmangia %	12	8.5	2.5	1.1	
Spitali Rajonal Lac	66	76	87	95	----
Shmangia %	10	5.7	8.7	5.5	
Qendra Shendetesore Fushe	58	67	77	87	----
Shmangia %	3.3	4.2	3.7	3.3	
Spitali Rajonal Durres	64	78	104	----	----
Shmangia %	6.6	11	30		
Spitali Lushnje	50	63	74	99	----
Shmangia %	17	10	7.5	10	
Spitali Fier	55	68	77	98	----
Shmangia %	8.3	2.8	3.8	8.9	
Spitali Rajonal Vlore	78	85	89	100	----
Shmangia %	30	21	11	11	

Klinika U matur per klinike kV /U pult kV	60	70	80	90	100
Spitali Rajonal Berat	55	65	77	89	99
Shmangia %	8.3	7.1	3.7	1.1	1
Spitali Kucove	50	55	66	68	----
Shmangia %	17	21	18	24	
Spitali Rajonal Pogradec	58	68	78	88	99
Shmangia %	3.3	2.9	2.5	2.2	1
Spitali Rajonal Korce	57	68	77	85	94
Shmangia %	5	2.9	3.8	5.6	6
Spitali Skrapar	50	59	75	77	83
Shmangia %	17	16	6.2	14	17
Spitali Amerikan Durres	58	77	83	97	110
Shmangia %	3.3	10	3.7	7.7	10
Spitali Delvine	55	62	71	82	97
Shmangia %	8.3	11	11	8.8	3
Spitali Rajonal Sarande	67	74	82	88	97
Shmangia %	12	5.7	2.5	2.2	3
Spitali Rajonal Gjirokaster	55	66	69	77	95
Shmangia %	8.3	5.7	13.7	14	5
Spitali Permet	51	62	72	84	97
Shmangia %	15	11	10	6.7	3
Spitali Tropoje	52	64	75	85	99
Shmangia %	13	8.6	6.3	5.6	1

Klinika U matur per klinike kV /U pult kV	60	70	80	90	100
Spitali Rreshen	64	75	87	89	93
Shmangia %	6.7	7.1	8.8	1.1	7
Spitali Rajonal Kukes	59	72	83	94	105
Shmangia %	1.7	2.9	3.8	4.4	5
Spitali Has	51	62	74	86	97
Shmangia %	15	11	7.5	4.4	3
Spitali Rajonal Shkoder	59	74	85	92	103
Shmangia %	1.7	5.7	6.3	2.2	3
Spitali Puke	55	66	78	89	100
Shmangia %	8.3	5.7	2.5	1.1	0
Spitali Lezhe	58	69	80	91	103
Shmangia %	3.3	1.4	0	1.1	3
Spitali Ushtarak Tirane	60	68	77	88	97
Shmangia %	0	2.9	3.8	2.2	3
QSUT Tirane	58	67	80	92	97
Shmangia %	3.3	4.3	0	2.2	3
Dispanseria	55	67	78	91	101
Shmangia %	8.3	4.3	2.5	1.1	1
Spitali Rajonal Kruje	61	73	87	99	----
Shmangia %	1.7	4.3	8.8	10	



Figurë 5.5: Shmangiet për spitale të ndryshme sipas tensioneve në Tabelën 5.2

5.3 SAKTËSIA NË PËRSËRITJEN E TENSIONIT

Me prodhimin e një pajisje me rreze x duhet që kjo pajisje pavaresisht testit të mësipërm për përputhjen e tensionit në pult me atë të vërtetën, duhet që gjithmonë tensioni të jetë stabil në të njëjtat vlera. Pra sa her ne të vendosim tensionin në pult 80 kV aq të jete dhe tensioni në llampe për cdo përsëritje të tij

Sipas standartit për matje të përsëritura, shmangia e tensionit duhet të jetë më e vogël se $\pm 5\%$ nga vlera mesatare e tensionit.

Metoda

Vendosim pajisjen Mult o Meter Unfors Set ne 70 cm nga fokusi duke regulluar distancën nëpërmjet lëvizjes së llampës me rreze X (dmth nga dedektori). Në pultin e komandimit vendosim pajisjen me rreze X per $I_{xt} = 50$ mAs. Për një kohë të caktuar të ekspozimit (tensioni i llampës nuk varet nga koha 1 sek). Pasi jemi siguruar që sistemi është në gjëndje pune dhe gati për matje kalojme në dhomën e kontrollit të pajisjes dhe bëjme ekspozimet përkatëse.

Për të njëjtat vlera tensioni 80 kV performojmë disa ekspozime. Duhet të bëhet kujdes me tubin me rreze X . Pra matjet në thelb konsistojnë me mos ndryshimin e tensionit dhe realizohen ekspozime të ndryshme në të njëjtat kushte.

Llogarisim vlerën mesatare dhe llogarisim shmangiet. Devijimi nuk duhet të kalojë $\pm 5\%$ të vlerës mesatare.

Pajisja duhet të këtë kaluar testin e parë me qëllim që të dimë se ku jemi me makinën me rreze X dhe nqs nuk ka kaluar testin e parë kjo duhet të merret në konsideratë.

Parametrat e makinës me rreze X

$I_t = 50$ mAs

Distance = 70cm DFF

$U = 80$ kV

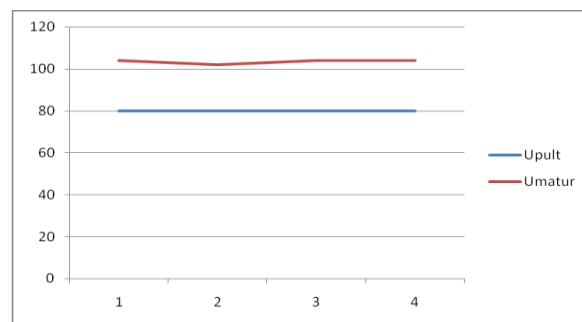
$T = 1$ s

Në tabelën 5.3 jepen vlerat e matjeve sipas metodikës së mësipërme, 4 matje të ndryshme ku tensioni është mbajtur fiks 80 Kv , dhe janë llogaritur dhe shmangiet në përqindje .

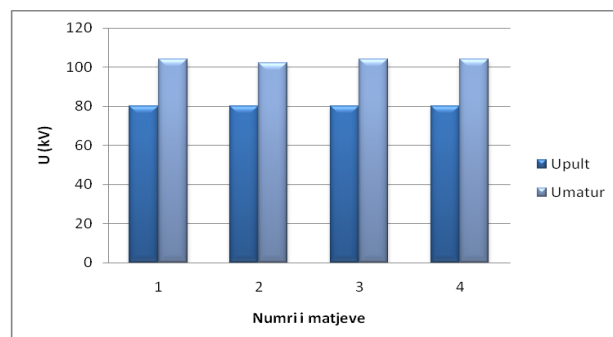
Tabelë 5.3: Vlerat e katër matjeve dhe shmangieve për tension fiks 80 kV

Matjet	Matja 1	Matja 2	Matja 3	Matja 4
Upult	80	80	80	80
Umatur	104	102	104	104
Shmangia %	0.48	1.44	0.48	0.48

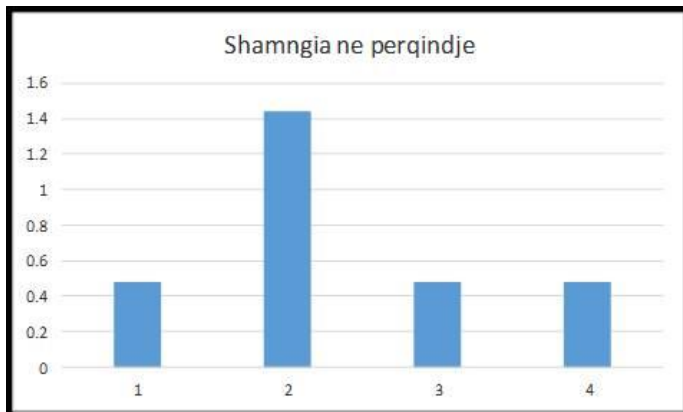
Mbeshtetur në të dhënat e tabelës 5.3 ndërtojmë grafikun si ne figurën 5.6



Figurë 5.6: Shpërndarja grafike e vlerave të Tabelës 5.3.



Figurë 5.7: Shpërndarja në forme kollonash të vlerave të tabelës 5.3.



Figurë 5.8: Shperndarja në forme kolonash e shmangies për cdo matje të tablës 5.3 të Spitalit rajonal Durrës

Analiza Pajisja është stabil gjatë përsëritjes së ekpozimeve. Vlerat janë brenda kufirit të 5 % por shmangia është e madhe e papranueshme. Pra kjo pajisje për testin e pare ka probleme por kalon testin e dytë. Pra ka një qëndrueshmëri të tensionit pavarësisht mospërputhjes me vlerën e tensionit në pult.

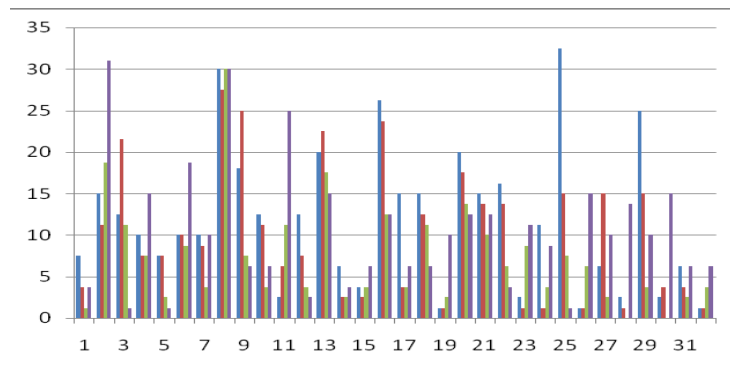
Tabelë 5.4 Të dhënat e kryera për këtë studim në lidhje me saktësinë në përsëritjen e tensionit për disa klinika në Shqipëri për tension fiks 80kv

Klinika U pult kV U matur për klinikë kV	80	80	80	80
Matjet	1	2	3	4
Spitali i Mushkërive "Shefqet Ndroqi"	74	77	79	77
Shmangia %	7.5	3.7	1.2	3.7
Spitali Librazhd	68	89	95	105
Shmangia %	15	11.2	18.7	31
Spitali Gramsh	70	63	71	79
Shmangia %	12.5	21.5	11.2	1.2
Spitali Elbasan	88	74	86	92
Shmangia %	10	7.5	7.5	15
Spitali "Stefan Gjoni" "Krujë"	74	74	78	81
Shmangia %	7.5	7.5	2.5	1.2
Spitali Rajonal Lac	88	88	87	95
Shmangia %	10	10	8.7	18.7
Qendra Shëndetësore Fushë	72	73	77	72
Shmangia %	10	8.7	3.7	10
Spitali Rajonal Durrës	104	102	104	104
Shmangia %	30	27.5	30	30
Spitali Lushnje	65	60	74	85
Shmangia %	18	25	7.5	6.2
Spitali Fier	70	71	77	85
Shmangia %	12.5	11.2	3.7	6.2
Spitali Rajonal Vlorë	82	85	89	100
Shmangia %	2.5	6.2	11.2	25

Klinika U pult kV U matur për klinikë kV	80	80	80	80
Matjet	1	2	3	4
Spitali Rajonal Berat	70	74	77	78
Shmangia %	12.5	7.5	3.7	2.5
Spitali Kucovë	64	62	66	68
Shmangia %	20	22.5	17.5	15
Spitali Rajonal Pogradec	75	78	78	77
Shmangia %	6.2	2.5	2.5	3.7
Spitali Rajonal Koroë	77	78	77	75
Shmangia %	3.7	2.5	3.7	6.2
Spitali Skrapar	59	61	70	70
Shmangia %	26.2	23.7	12.5	12.5
Spitali Amerikan Durrës	68	77	83	85
Shmangia %	15	3.7	3.7	6.2
Spitali Delvine	68	70	71	75
Shmangia %	15	12.5	11.2	6.2
Spitali Rajonal Sarandë	79	79	82	88
Shmangia %	1.2	1.2	2.5	10
Spitali Rajonal Gjirokastër	64	66	69	70
Shmangia %	20	17.5	13.7	12.5
Spitali Përmet	68	69	72	90
Shmangia %	15	13.7	10	12.5
Spitali Tropojë	67	69	75	77
Shmangia %	16.2	13.7	6.2	3.7

Klinika U pult kV U matur për klinikë kV	80	80	80	80
Matjet	1	2	3	4
Spitali FRESHEN	78	79	87	89
Shmangia %	2.5	1.2	8.7	11.2
Spitali Rajonal Kukës	71	79	83	87
Shmangia %	11.2	1.2	3.7	8.7
Spitali Has	54	68	74	79
Shmangia %	32.5	15	7.5	1.2
Spitali Rajonal Shkodër	79	79	85	92
Shmangia %	1.2	1.2	6.2	15
Spitali Pukë	75	68	78	88
Shmangia %	6.2	15	2.5	10
Spitali Lezhë	78	79	80	91
Shmangia %	2.5	1.2	0	13.7
Spitali Ushtarak Tiranë	60	68	77	88
Shmangia %	25	15	3.7	10
QSUT Tiranë	78	77	80	92
Shmangia %	2.5	3.7	0	15
Dispanceria	75	77	78	85
Shmangia %	6.2	3.7	2.5	6.2
Spitali Rajonal Krujë	81	79	87	85
Shmangia %	1.2	1.2	3.7	6.2

Sic mund të shihet nga të dhënat e tabelës 5.4 pothuaj të gjithë makinat nuk kalojnë testin e qëndrueshmërisë së tensionit (saktësinë në përsëritjen e tensionit). Më poshtë në Figurën 5.9 është dhënë një paraqitje në formë kolonash e të dhënave me ngjyrë të kuqe të makinave me rreze X të tabelës 5.4 që nuk kanë përputhje me limitet e testit, dhe shihet se ka një spektër shumë të gjërë të mospërputhjeve në qëndrueshmërinë e makinës.



Figurë 5.9: Shpërndarja në formë kolonash e të dhënave me ngjyrë të kuqe të makinave me rreze X të tabelës 5.4

5.4 VARËSIA ME NDRYSHIMIN E RRYMËS

Tensioni i zbatuar në llampe nuk është i lidhur me rrymën në mënyrë direkte e cila bën të mundur prodhimin e elektroneve në llampe. Megjithatë ndryshimi i rrymes ndikon jo në mënyrë të ndjeshme tensionin si dhe tensioni rrymën. Ky ndikim nuk duhet të kalojë një limit të caktuar. Sipas standartit shmangia maksimale e vlerës së tensionit duhet të jetë më e vogël se 10% e me ndryshimin e vlerave të rrymës.

Pajisja MoM dhe dedektoret pozicionohen sipas nevojave. Vendosim pajisjen Mult-o-Meter Unfors Set në 70 cm nga fokusi duke rregulluar distancën nëpërmjet lëvizjes së llampës me rreze X (dmth me dedektorin)

Në pultin e komandimit vendosim pajisjen në parametrat $U = 80$ kV. Për një kohë të caktuar të ekspozimit (tensioni i llapes nuk varet nga koha 1 sek). Për të njëjtat vlera tensioni 80 kV përformojmë disa ekspozime duke ndryshuar rrymën. Duhet të bëhet kujdes me tubin me rreze X. Pra matjet në thelb konsistojnë në mos ndryshim të tensionit dhe realizohen ekspozimeve të ndryshme për rryma të ndryshme.

Llogarisim vlerën mesatare dhe llogarisim shmangiet. Devijimi nuk duhet të kalojë $\pm 10\%$ vlerës mesatare

Pajisja duhet të këtë kaluar testet para kësaj, me qëllim që të dimë se ku jemi me makinën dhe nqs nuk ka kaluar testin e parë kjo duhet të meret në konsideratë.

$U=80\text{ kV}$

$D=70\text{ cm}$

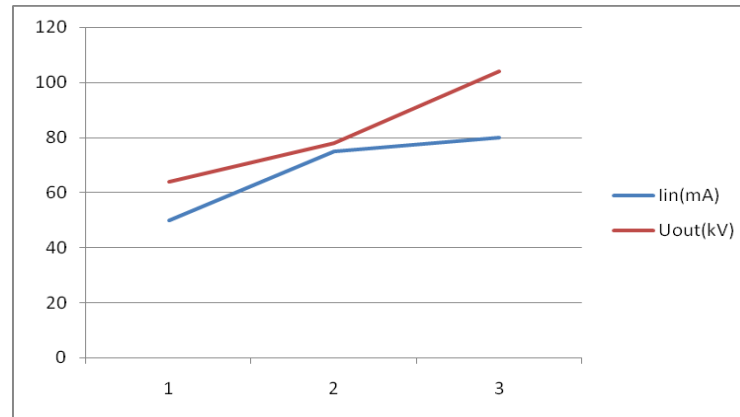
$T=1\text{ s}$

Tabelë nr 5.5 Vlerat e tre matjeve për tensionin fiks 80 Kv si dhe vlerat e tensionit të matur në lidhje me ndryshimin e rrymës.

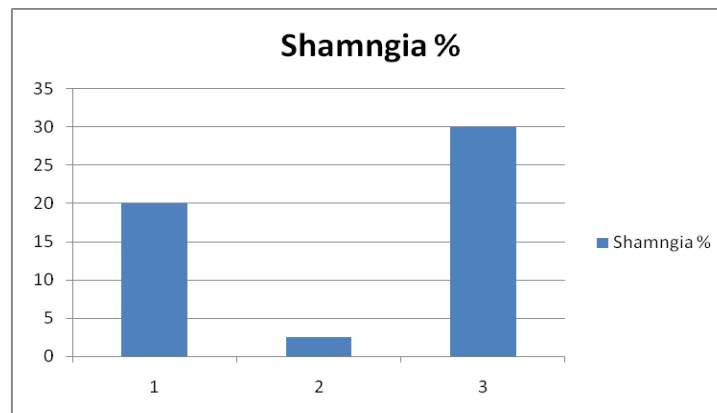
Matja	Matja 1	Matja 2	Matja 3
I pult (mA)	50	75	80
Umatur kV	64	78	104
Shmangia %	22	2.5	24

Tensioni i tubit nuk është stabil me ndryshimin e rrymës por tensioni rritet disi me rrymën dhe shmangia është më e madhe se 10% . Për rrymën 75 mA duket sa ka përputhje perfekte. Kjo është zona normale e punës.

Në Figurën 5.10 paraqitet shmangia në formë grafike për rrymën dhe tensionin ku me ngjyrë blu paraqitet ndryshimi i rrymës dhe me ngjyrë të kuqe paraqitet ndryshimi i tensionit. Duket qartë që shmangia është e madhe si për tensione të vogla dhe të mëdha por me përputhje perfekte në tensione mesatare. Zona ku ka përputhje është në përgjithësi zona ku bëhen ekspozimet bazë në radiologji.



Figurë 5.10: Shmangia në formë grafike për rrymën dhe tensionin



Figurë 5.11: Shmangia e tensionit nga rryma në formë kollonash për cdo matje

Në mbështetje të metodikës së mësipërme për këtë studim është bërë një numër i madh matjesh në spitale të ndryshme në Shqipëri të cilat paraqesin shpërndarjen e varësisë së tensionit nga ndryshimi i rrymës .

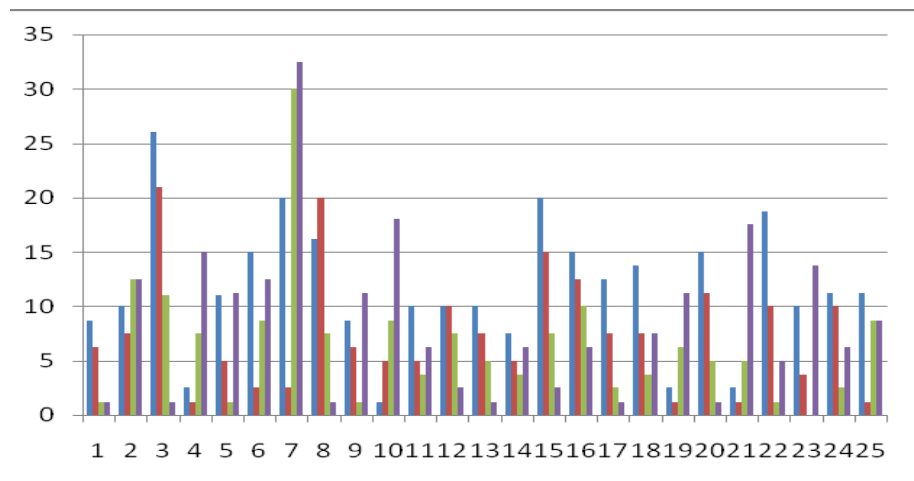
Tabelë 5.6 Të dhënat e shpërndarjes së tensionit për tensionin në pult 80 kV me ndryshimin e rrymës për katër matje.

Klinika U fikse 80 kV U matur per klinike kV / I pult mA	50	60	70	80
Matjet	1	2	3	4
Spitali I Mushkerive *Shefqet Ndroqi	73	75	79	79
Shmangia %	8.7	6.2	1.2	1.2
Spitali Librazhd	72	86	90	90
Shmangia %	10	7.5	12.5	12.5
Spitali Gramsh	59	63	71	79
Shmangia %	26	21	11	1.2
Spitali Elbasan	78	79	86	92
Shmangia %	2.5	1.2	7.5	15
Spitali *Stefan Gjoni *Kruje	71	76	79	89
Shmangia %	11	5	1.2	11.2
Spitali Rajonal Lac	68	78	87	90
Shmangia %	15	2.5	8.7	12.5
Qendra Shendetesore Fushë Kruje	75	77	79	80
Shmangia %	6.25	3.7	1.2	0
Spitali Rajonal Durres	64	78	104	106
Shmangia %	20	2.5	30	32.5
Spitali Lushnje	67	64	74	81
Shmangia %	16.2	20	7.5	1.2
Spitali Fier	73	75	79	89
Shmangia %	8.7	6.2	1.2	11.2
Spitali Rajonal Vlore	81	84	87	95
Shmangia %	1.2	5	8.7	18

Klinika U fikse 80 kV U matur per klinike kV / I pult mA	50	60	70	80
Matjet	1	2	3	4
Spitali Rajonal Berat	72	76	77	85
Shmangia %	10	5	3.7	6.2
Spitali Kuçove	72	72	74	78
Shmangia %	10	10	7.5	2.5
Spitali Rajonal Pogradec	72	74	76	81
Shmangia %	10	7.5	5	1.2
Spitali Rajonal Korçe	74	76	77	85
Shmangia %	7.5	5	3.7	6.2
Spitali Skrapar	64	68	74	78
Shmangia %	20	15	7.5	2.5
Spitali Amerikan Durres	72	74	83	88
Shmangia %	10	7.5	3.7	10
Spitali Delvine	72	73	74	75
Shmangia %	10	8.7	7.5	6.2
Spitali Rajonal Sarande	79	79	85	88
Shmangia %	1.2	1.2	6.2	10
Spitali Rajonal Gjirokaster	68	70	72	75
Shmangia %	15	12.5	10	6.2
Spitali Permet	68	72	74	80
Shmangia %	15	10	7.5	0
Spitali Tropoje	70	74	78	79
Shmangia %	12.5	7.5	2.5	1.2

Klinika U fikse 80 kV U matur per klinike kV / I pult mA	50	60	70	80
Matjet	1	2	3	4
Spitali Fsheshen	69	74	83	86
Shmangia %	13.7	7.5	3.7	7.5
Spitali Rajonal Kukes	72	79	85	89
Shmangia %	2.5	1.2	6.2	11.2
Spitali Has	68	71	76	79
Shmangia %	15	11.2	5	1.2
Spitali Rajonal Shkoder	79	79	85	92
Shmangia %	1.2	1.2	6.2	2.5
Spitali Puke	77	78	85	90
Shmangia %	3.7	2.5	6.2	12.5
Spitali Lezhe	78	79	84	94
Shmangia %	2.5	1.2	5	17.5
Spitali Ushtarak Tirane	65	72	79	84
Shmangia %	18.7	10	1.2	5
QSUT Tirane	72	77	80	91
Shmangia %	10	3.7	0	13.7
Dispanserija	71	72	78	85
Shmangia %	11.2	10	2.5	6.2
Spitali Rajonal Kruje	71	79	87	87
Shmangia %	11.2	1.2	8.7	8.7

Figura 5.12 Jep shkallën e shmangies të vlerave të tabelës 5.6 në formë kolonash për të gjithë rastet përfshij dhe vlerat me ngjyrë të kuqe kur vlerat kalojnë vlerën limit prej 10%



Figurë 5.12: Garfiku i shmangies së vlerave të tabelës nr 5.6

Nga paraqitja grafike duket qartë që shpërndarja është shumë e ndryshme për spitale të ndryshme dhe vlerat maksimale të shmangieve meren për vlera shumë të ndryshme të rrymës.

5.5 FUQIA E RREZATIMIT NË DALJE

Me qëllim që të kontrollohet ekspozimi i makinës dhe fuqia e saj është e domosdoshme që ajo të testohet nëse i ka keto kapacitete. Një element i rëndësishëm i makinës është që për vlera të njëjta të parametrave të ndryshueshëm të japë të njëjtën sasi rrezatimi. Gjithashtu duhet të shohim lidhjen e këtij rrezatimi me rrymën dhe me produktin rrymë kohë.

- Me një filtrim total 2.5mm Al rrezatimi në dalje duhet të jetë më i madh se 25 $\mu\text{Gy}/\text{mAs}$ në distancë 1m për vlerë të vërtetë të tensionit 80kV.
- Rrezatimi në dalje duhet të jetë konstant brenda vlerave $\pm 20\%$ për ekspozime të përsëritura në kushte të njëjta (Tension 80KV, filtrim total 2. 5mm Al, rrymë të njëjtë).

Metoda

Pajisja MoM dhe dedektoret pozicionohen sipas nevojave. Vendosim pajisjen Mult o Meter Unfors Set ne 100 cm nga fokusi duke rregulluar distancën nëpërmjet lëvizjes së llampës me rreze x (dmth ne lidhje me dedektorin)

Në pultin e komandimit vendosim pajisjen per $U = 80$ kV, për një kohë të caktuar të ekspozimit (tensioni i llampës nuk varet nga koha 1 sek). Pasi jemi siguruar që sistemi është në gjëndje pune, kalojme në dhomën e kontrollit të pajisjes dhe bëjmë ekspozimet përkatëse.

Për të njëjtat vlera tensioni 80 kV dhe rrymë prej 50 mA performojme disa ekspozime pa ndryshuar parametrat . Pra matjet në thelb konsistojne në mos ndryshimn e tensionit dhe rrymës dhe realizohen ekspozimeve të ndryshme duke matur vlerën e dozës.

Llogarisim vlerën mesatare dhe llogarisim shmangiet. Devijimi nuk duhet të kaloje ± 20 % vlerës mesatare

Pajisja duhet të ketë kaluar testet para kësaj me qëllim që të dime se ku jemi me makinën dhe nqs nuk ka kaluar testin e parë kjo duhet të meret në konsideratë.[13]

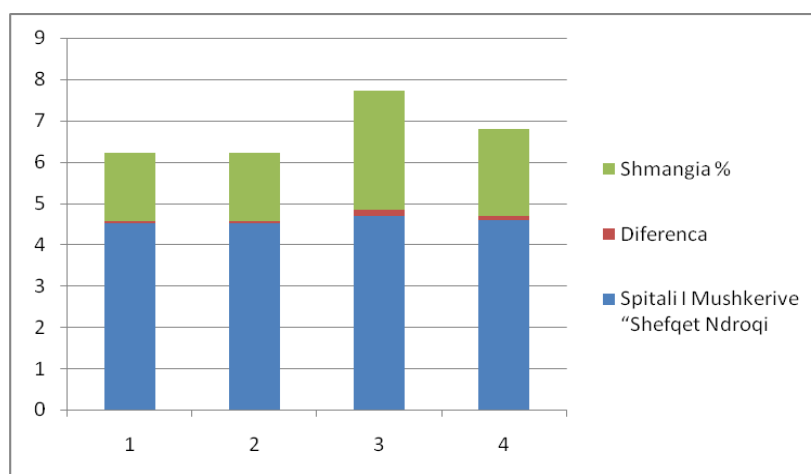
Kushtet - Tension 80KV, 50 mA dhe filtrim total 2. 5mm Al distance 100 Cm -

Në tabelën 5.7 jepen të dhënat e matura në spitalin Shefqet Ndroqi për vlerat e sistemit 80kV, 50 mAs distance 100 Cm . Janë kryer 4 matje pa ndryshuar këto parametra dhe është matur Kerma. Pasi llogaritet mesatarja llogariten dhe shmangiet nga mesatarja reale dhe në përqindje ndaj vlerës mesatare sic jepen në tabelën 5.7.

Tabelë 5.7: Të dhënat e matura në spitalin Shefqet Ndroqi për katër matje me tension fikse ku ndryshon rryma

Matjet	1	2	3	4	
Klinika U fikse 80 kV					Shuma
Kerma ne mGy	80	80	80	80	Mestarja
Spitali i Mushkerive “Shefqet Ndroqi	4.5	4.5	4.7	4.6	18.3
Shmangia nga mestarja	0.07	0.07	0.13	0.1	4.57
Shmangia %	1.53	1.53	2.8	2.1	

Mbështetur ne të dhënat e tabelës 5.7 ndertojme grafikun si me psohte



Figurë 5.13 Shpërndarja në formë kolonash shtesë të njëra tjetres përkatësisht vlerat e matura të Kermes për katër matje , diferencat dhe diferencat në përqindje

Për spitalin Shefqet Ndroqi vlerat e dozës janë shumë të qëndrueshme kundrejt stabilitetit të tensionit për cdo matje.

Në tabelën nr 5.8 jepen vlerat e shpërndarjes së dozës kundrejt vlerave të pandryshueshme të tensionit, rrymës dhe distances për disa klinika në Shqipëri. Këto matje janë kryer në përputhje me metodikën e mësipërme për qëndrueshmërinë e rrezatimit në dalje.

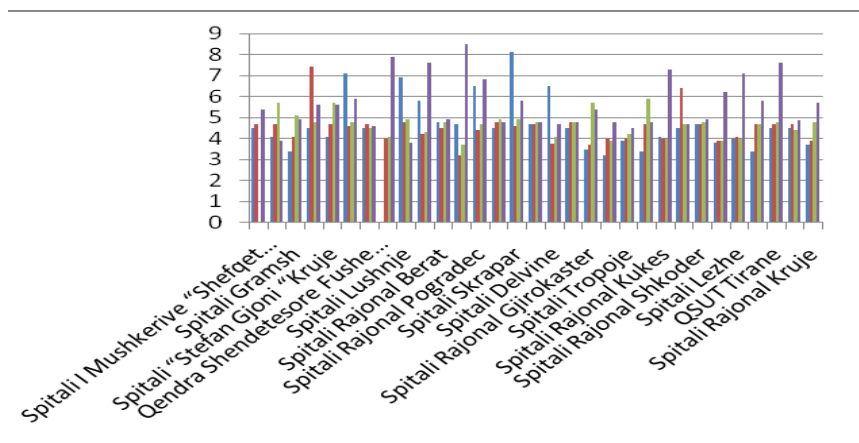
Tabelë 5.8: Shpërndarja e Kermes dhe shmangiet e saj për Vlerat e sistemit 80 kV, 50 mAs distance 100 cm në spitale të ndryshme në Shqipëri

Klinika U fikse 80 kV Shmangia nga mesatarja e Kermës në mGy	80	80	80	80	Mesatarja
Spitali i Mushkërive "Shefqet Ndroqi"	0.1	0.1	0.1	0.1	4.6
Shmangia %	1.5	1.5	2.8	2.1	
Spitali Librazhd	4.1	4.7	5.7	3.9	4.6
Shmangia %	11	2.2	24	15	
Spitali Gramsh	3.4	4.1	5.1	4.9	4.4
Shmangia %	22	6.3	17	12	
Spitali Elbasan	4.5	7.4	4.8	5.6	5.6
Shmangia %	19	33	14	0.4	
Spitali "Stefan Gjoni" "Krujë"	4.1	4.7	5.7	5.6	5
Shmangia %	18	6.5	13	11	
Spitali Rajonal Lac	7.1	4.6	4.8	5.9	5.6
Shmangia %	27	18	14	5.4	
Qënd Shëndet. F. Krujë	4.5	4.7	4.5	4.6	4.6
Shmangia %	1.6	2.7	1.6	0.5	
Spitali Rajonal Durrës	6.1	4	4.1	7.9	5.5
Shmangia %	10	28	26	43	
Spitali Lushnjë	6.9	4.8	4.9	3.8	5.1
Shmangia %	35	5.9	3.9	26	
Spitali Fier	5.8	4.2	4.3	7.6	5.5
Shmangia %	5.9	23	22	39	
Spitali Rajonal Berat	4.8	4.5	4.8	4.9	4.8
Shmangia %	1.1	5.3	1.1	3.2	

Klinika U fikse 80 kV Shmangia nga mesatarja e Kermës në mGy	80	80	80	80	Mesatarja
Spitali Kucovë	4.7	3.2	3.7	8.5	5
Shmangia %	6.5	36	26	69	
Spitali Rajonal Pogradec	6.5	4.4	4.7	6.8	5.6
Shmangia %	16	21	16	21	
Spitali Rajonal Korçë	4.5	4.8	4.9	4.8	4.8
Shmangia %	5.3	1.1	3.2	1.1	
Spitali Skrapar	8.1	4.6	4.9	5.8	5.9
Shmangia %	38	22	16	1	
Spitali Amerikan Durrës	4.7	4.7	4.8	4.8	4.8
Shmangia %	1.1	1.1	1.1	1.1	
Spitali Delvinë	6.5	3.8	4.1	4.7	4.8
Shmangia %	36	21	14	1.4	
Spitali Rajonal Sarandë	4.5	4.8	4.8	4.8	4.7
Shmangia %	4.8	1.6	1.6	1.6	
Spitali Rajonal Gjirokastrë	3.5	3.7	5.7	5.4	4.6
Shmangia %	24	19	25	18	
Spitali Permet	3.2	4	3.9	4.8	4
Shmangia %	20	0.6	1.9	21	
Spitali Tropojë	3.9	4	4.2	4.5	4.2
Shmangia %	6	3.6	1.2	8.4	
Spitali Preshen	3.4	4.7	5.9	4.8	4.7
Shmangia %	28	0	26	2.1	

Klinika U fikse 80 kV Shmangia nga mesatarja e Kermës në mGy	80	80	80	80	Mesatarja
Spitali Rajonal Kukës	4.1	4	4	7.3	4.9
Shmangia %	16	18	18	51	
Spitali Has	4.5	6.4	4.7	4.7	5.1
Shmangia %	11	26	7.4	7.4	
Spitali Rajonal Shkodër	4.7	4.7	4.8	4.9	4.8
Shmangia %	1.6	1.6	0.5	2.6	
Spitali Pukë	3.8	3.9	3.9	6.2	4.5
Shmangia %	15	12	12	39	
Spitali Lezhë	4	4.1	4	7.1	4.8
Shmangia %	17	15	17	48	
Spitali Ushtarak Tiranë	3.4	4.7	4.7	5.8	4.7
Shmangia %	27	1.1	1.1	25	
QSUT Tiranë	4.5	4.7	4.8	7.6	5.4
Shmangia %	17	13	11	41	
Dispanseria	4.5	4.7	4.4	4.9	4.6
Shmangia %	2.4	1.9	4.6	5.1	
Spitali Rajonal Krujë	3.7	3.9	4.8	5.7	4.5
Shmangia %	18	14	6.1	26	

Nga sa duket nga Tabelë nr 5.8 varësia e dozës për tension të pandryshuar është shumë variable nga një spital në tjetrin.



Figurë 5.14 Shpërndarja në formë kollonash e dozës kerma për spitale të ndryshme për parametra konstant sipas metodikës së mësipërme në përputhje me tabelën 5.8

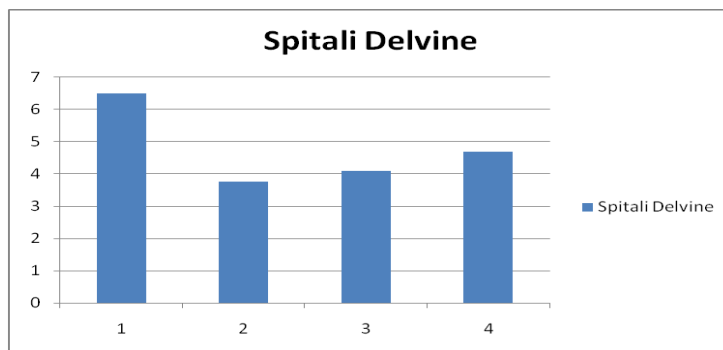
Sic shihet nga Tabela 5.8 dhe Figura 5.14 makinat kanë një qëndrueshmëri të pjesëshme kundrejt vlerave të dozës për sistem të pandryshuar të parametrave të makinës me rreze X.

Një shembull i ndryshimit të dozës jepet për spitalin Delvinë sipas Tabelës 5.9

Tabelë 5.9: Ndryshimi i dozës Kerma për spitalin Delvinë për katër matje

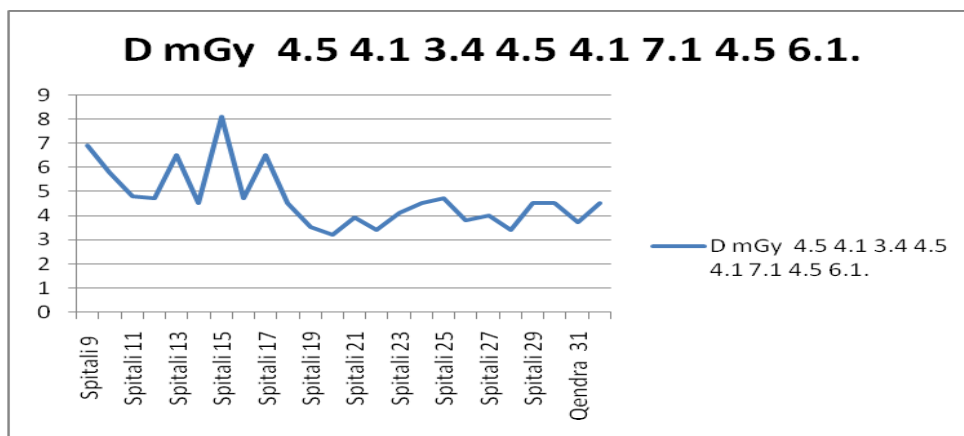
Klinika U fikse 80 kV	80	80	80	80	Mesatarja
Shmangia nga mesatarja e K ne mGy					
MATJET	1	2	3	4	Mesatarja
Spitali Delvinë Shmangia nga mestarja	6.5	3.8	4.1	4.7	4.8
Shmangia %	36.4	21.0	14.0	1.4	

Boshti vertikal jep shmangien nga mesatarja për cdo matje nga 1 deri tek 4 sipas boshtit horizontal



Figurë 5.15: Shpërndarja në formë kolonash në lidhje me qëndrueshmërinë e Kermës.

Shpërndarja grafike e dozës kerma në disa spitale në Shqipëri mbi bazën e parametrave të Tabelës 5.8 jepet në Figurën nr 5.16.



Figurë 5.16: Shpërndarja e Kermës për spitale të ndryshme

Sic shihet grafikisht nuk ka qëndrueshmëri nga njëri spital në tjetrin në lidhje me Kermën

Një element shumë i rëndësishëm i cilësise së makinave me reze x është dhe varësia e ndryshimit të dozës kerma me ndryshimin e tensionit

Kjo varesi është studiuar për disa spitale në Shqipëri

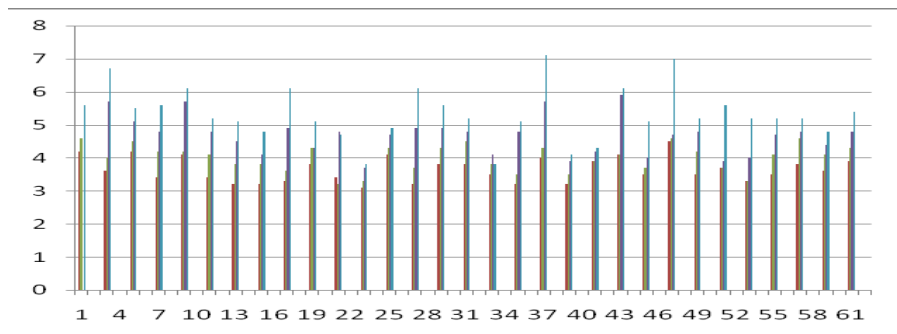
Studimi ka marrë në konsideratë matjen e Kermes për $I_t=50$ mAs dhe distancë 100 Cm

Matjet janë bërë duke pare si ndryshon kerma me ndryshimin e tensionit

Tabelë 5.10 Shpërndarja e vlerave të matura të Kermës bazuar në vlerësimin e mësipërm për vlera të ndryshme të tensionit.

Klinika U matur per klinike kV K ne mGy	60	70	80	90
Matjet	1	2	3	4
Spitali i Mushkërive "Shefqet Ndroqi	4.2	4.6	5.1	5.6
Spitali Librazhd	3.6	4	5.7	6.7
Spitali Gramsh	4.2	4.5	5.1	5.5
Spitali Elbasan	3.4	4.2	4.8	5.6
Spitali "Stefan Gjoni "Krujë	4.1	4.2	5.7	6.1
Spitali Rajonal Lac	3.4	4.1	4.8	5.2
Qendra Shëndetësore Fushë Krujë	3.2	3.8	4.5	5.1
Spitali Rajonal Durrs	3.2	3.8	4.1	4.8
Spitali Lushnjë	3.3	3.6	4.9	6.1
Spitali Fier	3.8	4.3	4.3	5.1
Spitali Rajonal Berat	3.4	3.2	4.8	4.7
Spitali Kucovë	3.1	3.3	3.7	3.8
Spitali Rajonal Pogradec	4.1	4.3	4.7	4.9
Spitali Rajonal Korcë	3.2	3.7	4.9	6.1
Spitali Skrapar	3.8	4.3	4.9	5.6

Klinika U matur per klinike kV K ne mGy	60	70	80	90
Spitali Amerikan Durrës	3.8	4.5	4.8	5.2
Spitali Delvine	3.5	3.8	4.1	3.8
Spitali Rajonal Sarandë	3.2	3.5	4.8	5.1
Spitali Rajonal Gjirokastër	4	4.3	5.7	7.1
Spitali Përmet	3.2	3.5	3.9	4.1
Spitali Tropojë	3.9	3.9	4.2	4.3
Spitali Rrëshen	4.1	4.1	5.9	6.1
Spitali Rajonal Kukës	3.5	3.7	4	5.1
Spitali Has	4.5	4.6	4.7	7
Spitali Rajonal Shkodër	3.5	4.2	4.8	5.2
Spitali Pukë	3.7	3.7	3.9	5.6
Spitali Lezhë	3.3	3.3	4	5.2
Spitali Ushtarak Tiranë	3.5	4.1	4.7	5.2
QSUT Tiranë	3.8	4.6	4.8	5.2
Dispanceria	3.6	4.1	4.4	4.8
Spitali Rajonal Krujë	3.9	4.3	4.8	5.4



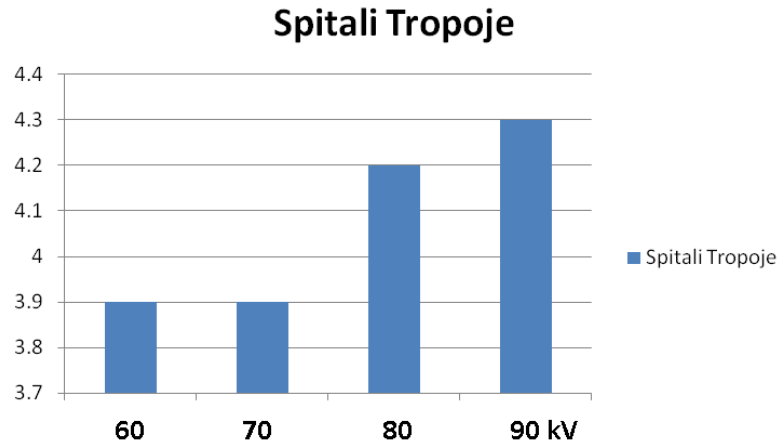
Figurë 5.17: Shpërndarja në formë kollonash të dozës Kerma me ndryshimin e tensionit për spitale të ndryshme në Shqipëri

Në përgjithësi doza rritet me ritjen e tensionit. Ky është një faktor pozitiv deri në një vlerë të caktuar. Kjo ndodh deri për një farë vlere të tensionit se me rritjen e mëtejshme e gjithë sasia e rrezatimit do të kalojë pacientin duke e përshkruar atë për shkak të energjisë së madhe. Por kjo do të te zvogëlojë shumë kontrastin në marësin e imazhit. Prandaj duhet gjithmonë balancim i parametrave.

Për një rast të vecantë është studiuar varësia e Kermes nga tensioni për spitalin Tropojë. Këto të dhëna jepen në Tabelën Nr 5.11

Tabelë 5.11 Të dhënat e varësië së Kermes nga tensioni për spitalin Tropojë

Klinika U matur per klinike kV D ne mGy	60	70	80	90
Matjet	1	2	3	4
Spitali Tropoje	3.9	3.9	4.2	4.3



Figurë 5.18: Paraqet në formë kolonash shpërndarjen dozës Kerma në lidhje me tensionin për spitalin Tropoje për katër matje për tensione të ndryshme

Nga Figurë duket qartë që ka një lidhje proporcionale mes dozës Kerma dhe tensionit. Sa me i madh tensioni aq më i madh dhe Kerma.

Një element shumë i rëndësishëm për testimin është dhe ndryshimi i vlerave të dozës me ndryshimin e vlerave të rrymës. Këto teste janë realizuar vetëm për një makinë me rreze X në QSUT Tiranë dhe jepen më poshtë në studim .

Rrezatimi është një risk që shoqëron imazhet mjekësore diagnostikuese dhe terapeutike me rreze X. Gjithmonë janë shkaktuar probleme nga përdorimi i gabuar i pajisjeve imazherike dhe për pacientë të shumë ekspozimi ndaj rrezatimit ka qene i pa justifikuar dhe i pa optimizuar. Komisioni Ndërkombëtar për Mbrojtjen nga Rrezatimi (ICRP), Agjencia Ndërkombëtare e Energjisë Atomike (IAEA) dhe institucione të tjera të ndryshme të pavarura kanë bërë publikime në lidhje me rrezatimin jonizues mbrojtjen nga rrezatimi për më shumë se pesëdhjetë vjet. Materiali 60 të ICRP dhe Standardet e sigurisë themelore IAEA GSR part III kanë tre parimet themelore që kanë të bëjnë me mbrojtjen nga rrezatimi. Çështja më e rëndësishme në këto parime është optimizimi i rrezatimit që do të thotë të transmetohet doza më të ulët duke marrë në konsideratë faktorët social ekonomike të vendit. Megjithatë, doza e pacientit duhet të mbahet nën kontroll duke u bazuar në parimin e optimizimit sa më shumë të jetë e mundur.

Ka dy pika të rëndësishme kur kryejnë një procedurë radiologjike:

-Për të marrë imazhin më të mirë të mundshëm për një diagnozë të qartë të sëmundjes
-Për të aplikuar dozën më të ulët për mbrojtjen e pacientit gjatë marrjes së imazhit të mirë

Pika e dytë tregon se niveli dozës së rrezatimit të pacientit duhet të mbahen në nivel sa më të ulët të jetë e mundur. Me fjalë të tjera, kjo tregon optimizim në dozë. Optimizimi i dozës do të thotë "dozë minimale rrezatimi për cilësi optimale të imazhit". Kjo arrihet me zbatimin e procedurave të kontrollit të cilësisë, kalibrimin dhe matjet dosimetrike. Në sistemet e kontrollit teknik të Radiologjisë, problemi më i madh është kontrolli dozës dhe optimizimi i saj. Megjithatë paraprakisht as pacienti as përdoruesit nuk e dinë saktë se sa është doza e ekspozimit, gjithmonë ka një ide se sa mund të jetë ajo dozë paraprakisht dhe me sistemet e sotme radiologjike ku ka shumë sisteme radiologjike që tregojnë dozën e marrë gjatë ekspozimit. Për shkak se doza nuk mund të rregullohet si parametrat e tjerë të makinës, pacienti mund të marrë më shumë se doza udhëzuese për të njëjtin ekzaminim.

Për optimizimin e dozës, të gjitha ekspozimet duhet të mbahen në nivel dozimi minimal në përputhje të parimit ALARA (ALARA - aq të ulët që është e arritshme). Qëllimi i optimizimit nuk është për të çuar në zero rreziqet e rrezatimit. Kjo është për të reduktuar ato në një nivel të pranueshëm. Kjo mund të jetë e mundur vetëm duke e shqyrtuar të gjitha parametrat që ndikojnë në sistemin me rreze X, duke shqyrtuar marrëdhëniet në mes të dozës dhe parametrave teknik të makinës me rreze X, dhe në bazë të kësaj marrëdhënie, duke kryer rregullimet e nevojshme.

Në të gjitha pajisjet me rreze X, operatori mund të kontrollojë sasinë dhe cilësinë e rrezatimit nepermjet ndryshimit: KV, mA dhe kohë. Nëse pajisja nuk është e kontrolluar teknikisht sic duhet, kjo nuk do të bëjë të mundur kontrollin e rrezatimit që i jepet pacientit. Për këtë arsye, optimizimi lidhet jo vetëm me përmirësimin e cilësisë së imazhit dhe dozë të ulët, por edhe sigurimin e cilësisë së imazhit. Programet e kontrollit teknik bëjnë të mundur sigurimin e një performance të duhur të pajisjeve me rreze X. E materializuar më shpesh në literaturën shkencore, doza e dhënë pacientit dhe cilësia e imazhit janë aspektet themelore të kontrollit teknik dhe testeve në radiologjinë diagnostike. Cilësia e imazhit është e domosdoshme të jetë e përshtatshme për të caktuar diagnozën dhe ajo duhet të merret për doza sa më të ulëta.

Testet e mësipërme të KT janë kryer për vlerësimin e cilësisë imazhit nëpërmjet saktësisë së kV dhe përsëritjes së tij, nëpërmjet lidhjes Doza - kV , dhe nëpërmjet testit të qëndrueshmërisë etj

Testet e kontrollit të pajisjeve me rreze X kanë për qëllim në këtë studim të sigurojnë parametrat optimale të pajisjes me rreze X në përdorim për egzaminimin e pacientëve. Testet e kontrollit në mënyrë që të bëjnë aktivitetet më të efektshëm zbatohen në periudha të caktuara kohe me frekuencë të caktuar. Ky studim është kryer duke parë efektet e ndryshimeve në parametrat e pajisjes me rreze X , përta i përket dozës dhe modelimit të dozës në lidhje me këto parametra. Pas modelimit, në bazë të parametrave të lidhura me të, niveli i dozës mund të kontrollohet dhe nëpërmjet parametrave të tjerë të makinës. Kështu, përveçse marrim parametrat optimale, ne mund të bëjmë kontrollin e vlerave të dozës duke llogaritur vlerën e dozës gjatë kontrollit teknik të pajisjes. Në radiografi, doza dhe cilësia e imazhit janë të varur nga parametrat radiografike. Ky studim i drejtohet sasisë dhe niveleve të parametrave si dhe vlerësimit të tyre. Optimizimi i dozës nëpërmjet Testeve të kontrollit teknik të pajisjeve me rreze x kanë efekt tek doza e pacientit dhe tek cilësia e imazhit. Fokusi i këtij studimi është në raportet mes dozës, cilësisë së imazhit dhe parametra të tjerë radiografike të ndryshueshëm për të marrë dozë sa më minimale.

KAPITULLI VI

OPTIMIZIMI

6.1 ELEMENTË NË LIDHJE ME PËRKUFIZIMIN E DOZAVE

Në lidhje me optimizimin elementi kryesor është marrja e një imazhi të pranueshëm duke zvogëluar në maksimum dozën të cilën e merr pacienti në egzaminim. Për të bërë të qartë se çfarë është optimizimi duhet të kuptojmë se çfarë janë dozat dhe sa lloje dozash kemi

Doza e absorbuar (përthithur)

Doza e absorbuar D është energjia mesatare e transferuar në një njësi vëllimi nga rrezatimi pjestuar për masën e atij vëllimi. Njësia e dozës së absorbuar është xhaul për kilogram (J/Kg) dhe emri i saj i veçantë është grej (Gy). $1 \text{ Gy} = 100 \text{ rd}$; $1 \text{ rd} = 1/100 \text{ Gy}$. [1]

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (6.1)$$

Doza e absorbuar është një përkufizim i përgjithshëm i dozës. Doza e absorbuar tregon energjinë totale të rrezatimit që absorbohet. Termat dozë, dozë organ, dozë efektive, dozë ekuivalente përcaktohen në mënyrë të veçantë. Termi dozë efektive përcakton “dozën e trupit” me qëllim që të shprehë sa më qartë efektin e saj. Doza në organ dhe dozë në gjithë trupin janë parametra të cilët japin një vlerësim mbi probabilitetin e riskut si për efektet stokastike dhe deterministike. Këto doza maten me Zivert Sv.

Doza ekuivalente

Doza ekuivalente H_T është prodhim i dozës së absorbuar me faktorin e ponderimit të rrezatimit w_R . Në rastin kur mostra rrezatohet nga disa lloje të ndryshme rrezatimi atëherë energjia e transferuar është e barabartë me shumën e tyre. Doza ekuivalente mer në konsideratë faktin që lëndë të ndryshme bashkëveprojnë në mënyrë të ndryshme me rrezatime të ndryshme bazuar në faktorin linear të transmetimit të energjisë. Njësia e dozës ekuivalente është Sv

$$H_{T,R} = w_R \cdot D_{T,R} \quad (6.2)$$

Në qoftë se rrezatimi përbëhet nga disa lloje të energjive dhe me vlera të ndryshme ËR, atëherë doza ekuivalente është

$$H_T = \sum_R w_R \cdot D_{T,R} \quad (6.3)$$

Tabelë 6.1 Vlerat e faktorëve të ponderimit të rrezatimit[4]

Llojet e rrezatimeve dhe nivelet e energjisë	Faktori i ponderimit të rrezatimit ËR
Fotonet, gjithë energjitë	1
Elektonet dhe myonet, gjithë energjitë	1
Neutronet:	
< 10 keV	5
10 keV to 100 keV	10
>100 keV to 2 MeV	20
>2 MeV to 20 MeV	10
> 20 MeV	5
Protonet	5
Grimcat alfa	20

6.2 Doza Efektive

Doza efektive është parametër i përshtatshëm për të treguar një vlerë uniforme doze në rast të ekspozimeve të ndryshme të pjesëve të ndryshme të trupit për të vlerësuar rrezikun e rrezatimit. Doza Efektive E është shuma mesatare e doza të organeve H_T në organet individuale të indeve të trupit për shkak të ekspozimit të jashtëm ose të brendshëm të rrezatimit të shumëzuar me faktorët e ponderimit të indeve \dot{E}_T . Njësia e dozës efektive është Sv

$$E = \sum_T w_T H_T . \quad (6.4)$$

Tabelë 6.2 Faktorët e ponderimit për disa inde

Indi	Faktori i ponderimit të indit \dot{E}_T
Kolona	0.12
Palca e kuqe	0.12
Mushkëritë	0.12
Stomaku	0.12
Kraharori	0.05
Melcia	0.05
Gjëndra tirode	0.05
Ezofagu	0.05
Lëkura	0.01

Përveç këtyre dozave që janë të lidhura drejtpërdrejtë me riskun kemi dhe lloje të tjera përcaktime dozash për qëllime të caktuara.

Dozë Kerma ; Kerma në ajër

Kerma është raporti i dE_{tr} / dm , ku dE_{tr} është shuma e energjive kinetike fillestare për të gjitha grimcat e krijuara nga grimca të pangarkuara, në masën dm . Njësia: J/kg ose gray (Gy). Fuqi e kermës është raporti $dK / me dt$, Njësia (Gy/s) [15]

Kerma në ajër për një seksion hyrës është kerma e matur në aksin e tufës X mbi fantome. Kjo merr në konsideratë shpërhapjen kur bëhet matja në ajër nuk merr në konsideratë shpërhapjen. Energjia e lartë E e spektrit me rreze X përcaktohet nga tensioni në kV i aplikuar në tubin me rreze X. Energjia Maksimale e fotoneve është e barabartë me tensionin maksimal aplikuar në Kilovolt. Energjia Maksimale fotoneve përcaktohet nga tensioni gjatë ekspozimit kohë. Kjo vlerë në përgjithësi është në kilovolt (kV) dhe është një nga faktorët e rregullueshëm të pajisjeve me rreze x mAs. Katoda e tubit me rreze X është nxehur nga një rrymë elektrike me tension të ulët dhe fuqi të caktuar. Kjo rrymë kontrollohet nga ampermetër në mA në pajisjen me rreze X. Përveç kësaj, kohëzgjatja e ekspozimit x -ray është e kontrolluar nga kohë matës. mAs është përcaktuar nga shumëzimi i këtyre dy vlerave (mA x kohe) .

VLERA E SHITESËS GJYSËM DOBËSUESE (SGD)

HVL është trashësia e materialit që redukton Intensitetin i një rreze x në gjysmë, dhe është shprehur në njësi lineare (mm)

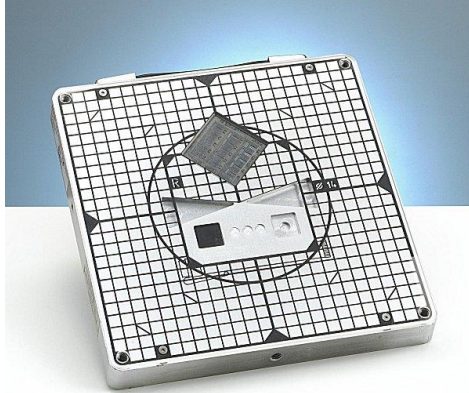
Me qëllim optimizimin duhet të kryehen një sërë testesh për të cilat shikohet varësia e cilësisë së imazhit me ndryshimin e tensionit dhe rrymës duke bërë njëkohësisht dhe një vlerësim për dozën.

Kontrolli teknik i imazhit është kryer nëpërmjet pajisjes fantome universale

PTW FREIBURG

TIPI APP 26761- 0338

Në lidhje me këtë pajisje janë perfomuar teste në lidhje me përputhshmërinë e tufës dritore me tufën e rrezeve x, aftësia ndarese (rezolucioni) i pajisjes si dhe kontrasti.



Figurë 6.1: Fantoma universale

6.3 CILËSIA IMAZHIT

Qëllimi i imazhit radiografik është të sigurojë informacion në lidhje me gjëndjen mjeksore të pacientit. Një imazh me cilësi të lartë është ai që jep të gjitha informacionet e kërkuara për diagnozën e gjëndjes së pacientit. Cilësia e imazhit nuk është një faktor i vetëm. Rezolucioni është aftësia për të dalluar në mes të dy objekteve një distancë të vogël të tillë që ato paraqiten të ndryshme nga njëra –tjetra dhe jo si vazhdim të njëra tjetrës. Një imazh është i pranueshëm vetëm nëse ka rezolucion të lartë dhe kontrast të lartë. (me qartë të pranueshëm për ekzaminimin e caktuar).

6.4 MATERIALI DHE METODA PËR VLERËSIMIN E CILËSISË SË IMAZHIT

Matjet radiografike të mësipërme janë kryer në disa pajisje grafi në spitale të ndryshme në Shqipëri. Pajisjet me rreze X përfshijnë, Philips, Tur, Siemens, Toshiba, Europa 2 TS dhe Shimadzu. Arsyeja për të zgjedhur këto njësi është se janë një kombinim i pajisjeve me moshë të re dhe të vjetër.

Procedura e matjes së dozës në pajisjet me rreze x me ndryshimin e tensionit

Në sistemin Multi o Metër dedektori është pozicionuar në boshtin qendror të tufës me rreze X të tillë që distanca vater film të jetë 100 cm për matjet. Madhësia e fushës rrezatimit është vendosur e tillë që të mbulojë dedektorin por jo vetem. Në mënyrë që të shohim efektin e tensionit kV tek

doza, makina me rreze x u vendos në regjimin 20mAs dhe 50kV. Bëhet ekspozimi dhe regjistrohet vlera. Kjo procedurë përsëritet në mënyrë të njëjtë për kV ndryshme (50, 70, 80 dhe 100kV) dhe gjithmonë mbahen shënime leximet e Unforsit MoM. Matje të ngjashme doze për pajisjen me rreze x janë bërë dhe për madhësinë rryme*kohe 40 dhe 50mAs për çdo vlerë kV (50, 70, 80 dhe 100kV). Të gjitha matjet janë përsëritur për 60 cm (DFF). Vlerat e matura të dozës janë plotësuar për çdo grup vlerash koresponduese.

Procedura matjes së dozës në pajisjet me rreze x me ndryshimin e mAs

Dedektori është pozicionuar në 100 cm (DFF) nga vatra e tufës X. Për të përcaktuar efektin e mAs në dozë, ekspozimet janë kryer me vlerë konstante kV (50kV), por gradualisht duke rritur mAs (10, 20, 40 dhe 50mAs). Matjet e dozës janë bërë në mënyrë të ngjashme dhe për 60, 70 dhe 100 kV për çdo vlerë mAs (10, 20, 40 dhe 50mAs). Të gjitha matjet janë përsëritur për distancë DFF prej 60 cm.

Rezultatet e matjeve janë plotësuar kundrejt çdo grup vlerash koresponduese.

Pajisja fantom universal është përdorur për analiza të cilësisë imazhit. Fantoma universal (Figura 7.1) ka disa funksione por ne e kemi përdorur për aftësi ndarëse mbi bazën e numrit të vijave për milimetër. Me një ekspozim të vetëm të fantomes universale janë parë të gjithë kriteret si përputhshmëria, rezolucioni, kontrasti për filmin. Para ekspozimit, një kasetë me film u vu në tavolinë pacientit. Distanca në mes të filmit dhe vatrës ishte vendosur në 100 cm. Fantoma universale ishte vendosur mbi kasetë dhe kolimatori ishte rregulluar për të siguruar që tufa dritore mbulon pikërisht kuadratin e shënuar në fantom. Një ekspozim është bërë me 50kV dhe 20mAs. Ekspozimi u përsërit për disa vlera (50kV - 40mAs, 50mAs ; 70kV - 20mAs, 40mAs, 50mAs, etj...). Pas zhvillimit të filmit, imazhi në film është krahasuar me parametrat e fantomes.

6.5 VLERËSIMI I DOZËS NË PAJISJET ME RREZE X ME NDRYSHIMIN E TENSIONIT DHE RRYMËS

Tensioni primar

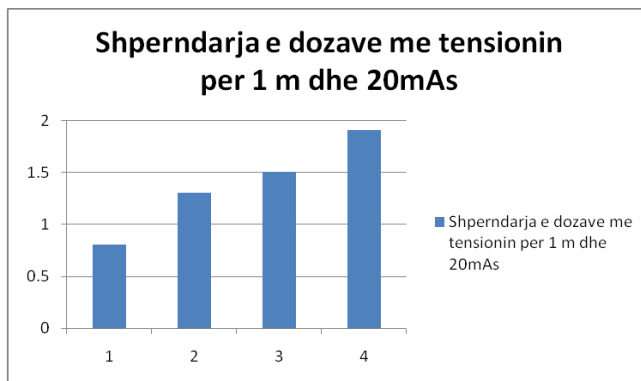
Ndryshimet e dozës me ndryshimin kV janë dhënë në tabelën 6.3. Gjatë matjeve, mAs është mbajtur fikse dhe kV u ndryshuar si 50, 70, 80 dhe 100kV për të parë efektet kV me dozën për mAs fikse. Pas kësaj, e njëjta procedurë është aplikuar në vlerat e tjera mAs (40 dhe 50mAs). Të gjitha matjet janë kryer në distancë prej 100 dhe 60 cm.

Tabelë 6.3: Vlerat dhe ndryshimet e dozës me ndryshimin kV

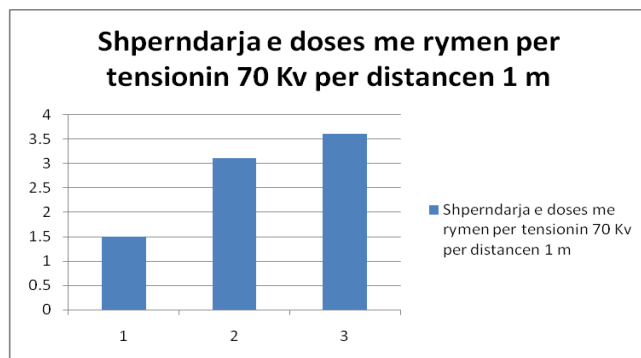
Matjet	1	2	3	4		1	2	3	4	
U kV D mGy	50	60	70	80		50	60	70	80	
100 cm 20 mAs	0.8	1.3	1.5	1.9		1.9	3.1	4.2	5.3	60 cm 20 mAs
100 cm 40 mAs	1.6	2.1	3.1	4.8		4.6	6.3	8.6	11	60 cm 40 mAs
100 cm 50 mAs	2.1	2.9	3.6	4.7		7.1	11	13	18	60 cm 50 mAs

Ne Tabelën 6.3 jepen të dhënat e matjeve për dozën kerma në mGy për tensione të ndryshme në reshtin 2 të tabelës 6.3 ,të dhënat në lidhje me ndryshimin e rrymës për cdo kolone në qëndër si dhe varësisë nga distanca për cdo kolonë anësore. Kjo lloj paraqitje ndihmon që të shihen qartë të gjithë parametrat për një matje të dhënë .

Shpërndarja e dozave në lidhje me tensionin dhe rrymën për distanca të ndryshme



Figurë 6.2: Shpërndarja e Kermes me tensionin për parametrat 100 cm 20 mAs dhe U të barabartë me 50, 60, 70, 80 kV për katër matjet sipas Tabelës 6.3



Figurë 6.3: Shpërndarja e dozës me rrymën për U 50 kV dhe mAs 20,40,50

Tre matjet sipas drejtimit vertikal të dhëna në tabelën 6.3

Rryma primare mAs

Vlerat e marra nga matjet i korespondojnë një tensioni kV fiks dhe paraqiten në tabelën nr 6.4.

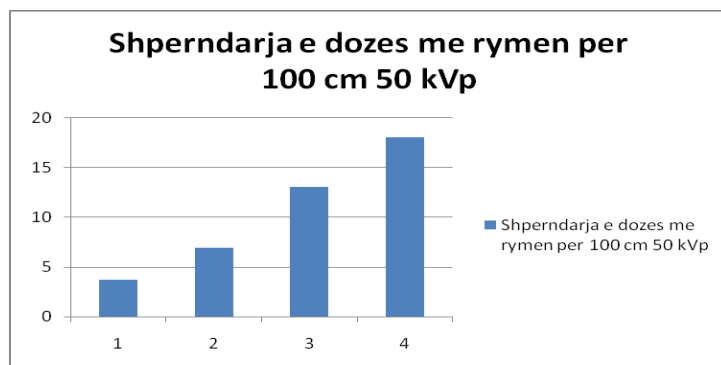
Matjet e Kermes janë kryer në 50, 70 dhe 100kV me ndryshimin mAs (10, 20, 40 dhe 50mAs) në largësi prej 100 dhe 60 cm.

Tabelë 6.4: Vlerat e matjeve me tension kV fiks

I mAs u kV / mGy	100 cm 50 kV				100 cm 60 kV				100 cm 70 kV				Matja
	10	20	40	50	10	20	40	50	10	20	40	50	
100 cm 50 kV	3.7	6.9	13	18	10	20	41	51	60 cm 50 kV	1			
100 cm 60 kV	3.8	8	20	28	19	31	58	104	60 cm 60 kV	2			
100 cm 70 kV	4	16	30	38	26	43	98	104	60 cm 70 kV	3			

Në tabelën 6.4 jepen të dhënat e matjeve për dozen Kerma në mGy për rryma të ndryshme në reshtin 1 të tabelës 6.4 ,të dhënat në lidhje me ndryshimin e tensionit për cdo kolonë në qendër si dhe varësisë nga distanca për cdo kolonë anësore. Kjo lloj paraqitje ndihmon që të shihen qartë të gjithë parametrat për një matje të dhënë

Në Figurën 6.3 është paraqitur në formë kollonash varësia e Kermës nga rryma për katër matje sipas të dhënave në tabelën 6.4, për vlerën u konstante prej U 50 kV për katër matjet



Figurë 6.4: Varesia e Kermës nga tensioni për tre matje sipas të dhënave në tabelën 6.4, për vlerën It konstante prej It 10mAs për tre matjet



Figurë 6.5: Shpërndarja e dozës mGy me tensionin për 10 mAs

Gjatë kontrollit të cilësisë të pajisjeve me rreze x, është thelbësore që të dimë efektet e parametrave të pajisjes në cilësinë e imazhit. Efektet u matën duke përdorur procedurat e testimit të kontrollit teknik dhe ata janë analizuar në mënyrë grafike. Në rezultat, u gjet doza e optimizuar për vlerat e parametrave të makinës për të cilën u mor cilësia më e lartë e imazhit. Duhet theksuar që në asnjë nga rastet nuk u krye matje e densitetit optik për faktin e mungesës së një pajisje të tillë. Një pajisje e tillë do ndihmonte më shumë në përcaktimin e shkallëve të kontrastit.

KAPITULLI VII

REZULTATET

7.1 PËRPUTHJA E TUFËS SË DRITËS ME TUFËN E RREZEVE X

Përputhja e fushës të përcaktuar me tufën e dritës me cdo anë të fushës të rrezeve x në cdo drejtim themelor nuk duhet të kalojë 3% të distancës nga fokusi tek qendra e fushës dritore dhe shumica e shmangieve në dy drejtimet pingule nuk duhet të kalojë 4%.

Përputhja e tufës së dritës me tufën e rrezeve x lidhen vetëm me cilësinë e tubit me rreze x dhe kjo nuk varet nga parametrat e tjere si si kV, mAs dhe doza. Për këtë arsye, testi u bë vetëm në një pajisje (50kV, 20mAs, 100 cm) dhe rezultatet e testit janë dhënë në tabelën 7.1.

Tabelë 7.1: Të dhëna për rezultatet e testit të përputhshmërisë

Përputhshmëria								
	Sipër	Poshtë	Majtas	Djathtas	Tot 1	Tot 2	Test1	Test2
Mm	2	3	3	3	5	6	Ok	Ok

Tot 1 dhe Tot 2 janë shumata e shmangieve përkatësisht sipas boshtit x dhe y.

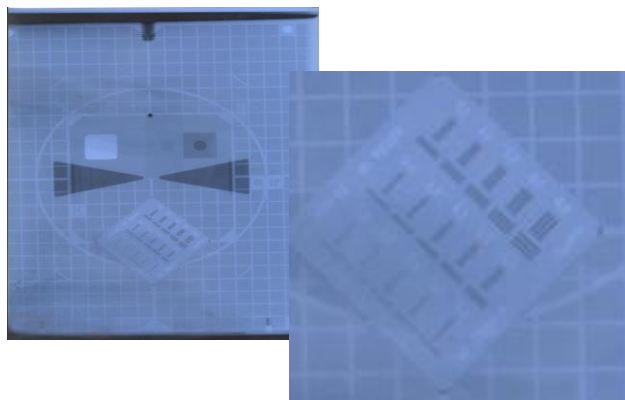
Duke parë referencën del që për distancën 100 Cm shmangia nuk duhet të jetë më shumë se 3 Cm gjë e cila plotësohet. Por dhe shmangia për dy drejtimet pingule është e përshtatshme me reth 5 dhe 6 mm kur limiti është 4 Cm

Testi i përputhshmërisë tregon një përputhje shumë të mirë të tufës dritore me tufën e rrezeve x.

7.2 AFTESIA NDARESE (REZOLUCIONI)

Testi i rezolucionit u krye nëpërmjet pajisjes fantom universal,

Shenjëza me numrin e vijave për mm (LP/mm) pas zhvillimit të filmit jep shkallën e rezolucionit të pajisjes dhe si ndryshon ky rezolucion me tensionin dhe rymën. Në përputhje me standardet ndërkombëtare, rezolucioni nën 0,8 LP / mm nuk është i pranueshëm.



Figurë 7.1: Imazhe të fantomës universale dhe imazh i paternit të rezolucionit në filmin e zhvilluar

Testet konsistojne në realizimin e disa matjve për tensione të ndryshme , rryma të ndryshme dhe distanca të ndryshme të vatrës me filmin duke numëruar vijat (në fakt të grupit të vijave që dallohen te ndara).

Për realizimin e këtij testi u përdor paterni i fantomes universale. Paterni u ekspzua dhe u zhvillua dhe u bënë matjet për numrin e vijave në negativoskop.

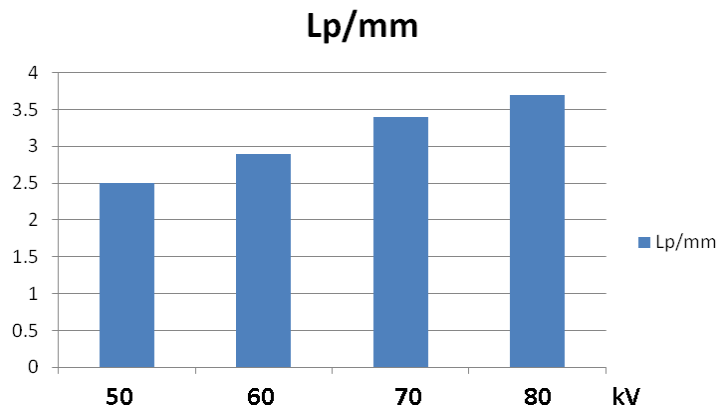
Rezultatet paraqiten në tabelën nr 7.2 jepen rezultatet e disa matjve për tensione të ndryshme , rryma të ndryshme dhe distanca të ndryshme të vatrës me filmin duke numëruar vijat.

Tabelë 7.2 Të dhëna për leximet e paternit të fantomës të zhvilluar për tensione dhe rryma të ndryshme

KV	50	60	70	80	50	60	70	80	
Lp/mm									
100 cm 20 mAs	2.5	2.9	3.4	3.7	2	2.7	2.9	3	60 cm 20 mAS 60 cm 40 mAs 60 cm 50 mAs
100 cm 40 mAs	2.5	2.7	3.1	3.4	2.2	2.7	3.1	3.4	
100 cm 50 mAs	2.8	2.9	3.1	4	2	2.4	2.8	3.7	
Matja	1	2	3	4	1	2	3	4	

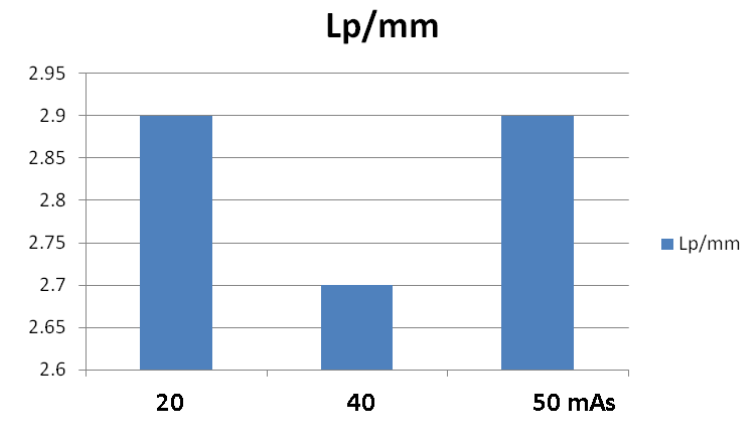
Tensioni është sipas rreshtit të parë ndërsa rryma ndryshon sipas kollonave anësore ku jepen dhe distancat DFF .

Figura 7.2 Paraqet në formë kollanash varësinë e aftësisë ndarëse rezolucionit nga tensioni.



Figurë 7.2 Varësina e rezolucionit nga tensioni për tabelën 7.2

Nga Figurë vërehet qartë se ka një ritje të rezolucionit me rritjen e tensionit deri në tensionin 80 Kv për të cilin janë kryer matjet .[20]



Figurë7.3 Varësia e rezolucionit nga It rryma*kohë për tensionin 60 kV

Në lidhje me rrymën për shkak se diferencat janë shumë të vogla është e vështirë të arrijmë në një përfundim të saktë se si është kjo lloj varësie për këto matje.

7.3 KONTRASTI

Vlerësimi i kontrastit në varësi të tensionit dhe rrymës

Gjithashtu vlerësimi për kontrastin është bërë nëpërmjet fantomës universale.[18] Në bazë të standardeve ndërkombëtare, të gjithë shkallëzat e bakrit duhet të jenë qartë të dukshme. Një studim më i detajuar do të kërkonte përdorimin e pajisjeve sensitometër dhe densitometër për të bërë ekspozim të disa shkallëve si dhe për të parë ndryshimet në densitetin optik hap pas hapi, densiteti i cili duhet të mbetet konstant nga njëri hap në tjetrin. Në rastin tonë ne jemi kufizuar në faktin se sa shkallë bakri jemi në gjendje të lexojmë për ekspozime të ndryshme, matje e cila na jep një vlerësim sasijor të kontrastit por cilësor. Vlerësimi më i mirë do të ishte realizuar nëpërmjet matjes së densitetit optik për çdo hap duke parë nëse këto ndryshime mbeteshin konstante. Shkallëzat e bakrit janë fletë të holla bakri në formë rrethore me trashësi të ndryshme të përshtatura për tensionet në radiologji.[16]

Për vlerësimin e kontrastit u bënë ekspozime të fantomës universale për tensione të ndryshme dhe u pa se deri ku janë të lexueshme shkallëet ose pullat e kontrastit.

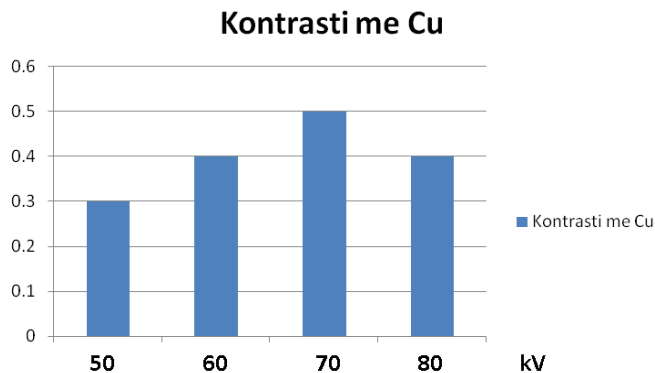


Figurë 7.4: Pamje e shkallëve të kontrastit në një film të zhvilluar

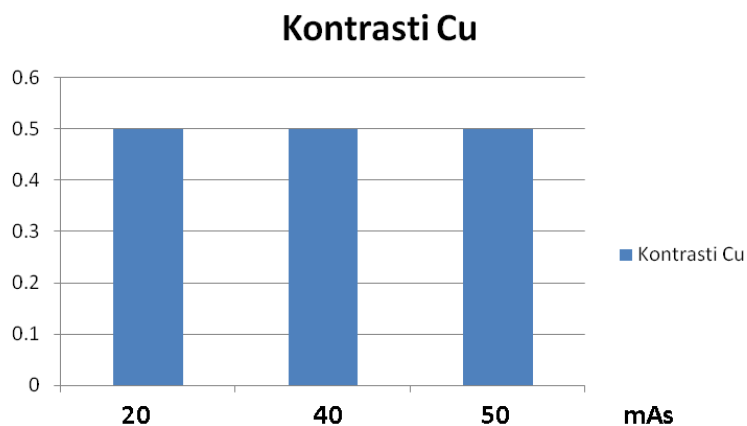
Tabelë 7.3: Varësia e kontrastit nga tensioni, rryma me kohën për distanca të ndryshme DFF

Kontrasti mmCu kV	50	60	70	80	50	60	70	80	
									60 cm 20 mAS
100 cm 20 mAS	3	4	5	4	4	5	4	2	
100 cm 40 mAs	4	5	6	5	4	5	5	4	60 cm 40 mAs
100 cm 50 mAs	5	5	6	3	4	5	5	5	60 cm 50 mAs
Matja	1	2	3	4	1	2	3	4	

Shënim: Për vlerësimin e tyre nuk është marë në konsideratë vlera e densitetit optik por vetëm shkalla e leximit të tyre se deri ku janë të dukshme shkallëet. Në reshtin e parë jepen vlerat e tensionit ,ndërsa në kolonat vertikale anësore jepet rryma dhe distanca .[20]



Figurë 7.5: Varësia e kontrastit me shkallët e tij nga tensioni. Duket që kjo varësi është rritëse deri ne 70 kV dhe më tej është rënëse duke patur një pik në 70 Kv sipas tabelës 7.3



Figurë 7.6: Varësia e kontrastit me rrymën për 60 kv dhe 60 Cm sipas tabelës 7.3

Varësia e kontrastit nga ryma nuk është shumë e fortë sic duket nga Figurë më sipër.

Në tabelën e mësipërme shihet qartë se rezolucion rritet me tensionin dhe jo shumë qartë me rrymën, por ne mënyrë të qartë rritet me tensionin.

Matjet e mësipërme nuk lidhen direkt me një ekzaminim të caktur por paraqesin nga pikpamja fizike parametrat fizike të makinës me rreze X dhe si lidhen ato me njëri tjerin për një rezolucion dhe kontrast të pranueshëm.

Kjo shërben si rast të cilin mund ta përdorim si shembull për cdo lloj egzaminimi në radiologji.

PËRFUNDIM

Për të marë një imazh të qartë duhet të përdorim tension të lartë kohë të shkurtër. Nga Tabelët me sipër mund të thuhet se kontrasti është i mirë në vlerat e 70kV, sidomos në 70kV - 40mAs. Në këtë vlerë të parametrave, të gjitha shkallët e pullave të bakrit mund të shihen gjithmonë nga pikpmja fizike jo për një egzaminim të caktuar. Por e njëjta llogjikë ndiqet për cdo lloj egzaminimi mjeksor për të gjetur elementët për të cila doza është më e vogël.

7.4 VLERËSIMI I MAKINAVE DIGITALE ME RREZE X NË SISTEMIN GRAFI.

Meqënëse në pjesën e mësipërme studjuam sjelljen e makinave konvencioanale me rreze x është shumë e rëndësishme të shohim si sillen makinat digitale me rreze x. Për këtë është bërë një studim në një nga klinikat në QSUT. Në ndryshim nga vlerësimi i mësipërm këtu kemi shënuar dhe dozën përkatëse për cdo ekzaminim nëpërmjet sistemit MoM.

Në tablën 7.4 jepen të dhëna gjatë ekspozimit të fantomës universale për tensione të ndryshme (50,60,70,80 KV), rryma të ndryshme 20,40 50 mAs, dhe distanca të ndryshme.

Të dhënat përfshijnë Kermen, nr e linjave për milimeter, dhe numrin e pullave të numëruara.

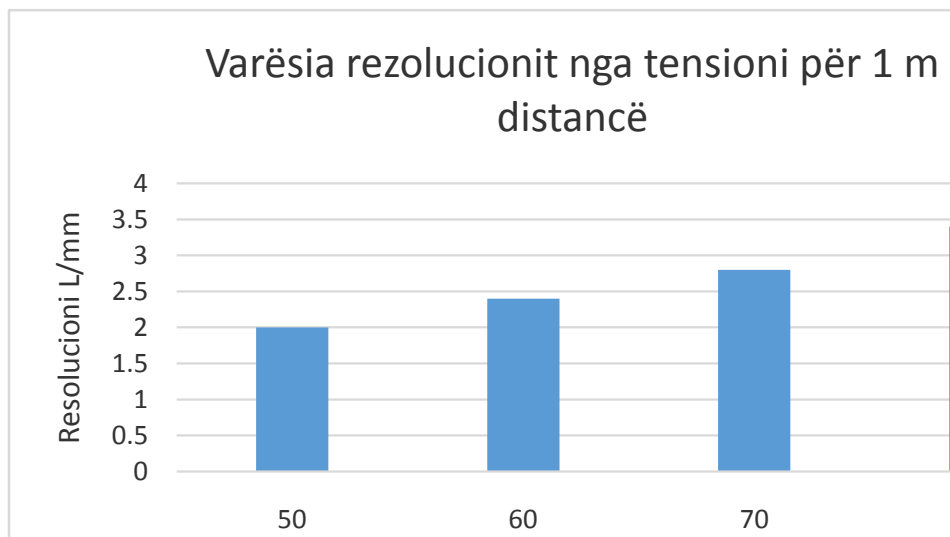
Tabelë 7.4: Te dhënat për Kermën, nr e linjave për milimeter, dhe numrin e pullave të numëruara.[20]

Lidhje rezolucion kontrast dhe Kerma për 100 cm 20 mAs Lpmm	50	60	70	80		50	60	70	80	60 cm 20 mAS
		2.0	2.4	2.8	3.4		1.7	2.0	2.4	
Kontrast	3	2	1	0		3	2	1	0	
Kerma μ Gy	.087	.238	.360	.466		.253	.422	.637	.896	
100 cm 40 mAs Lpmm	2.4	2.8	3.4	4.0		2.0	2.4	2.8	3.4	60 cm 40 mAs
Kontrast	4	3	2	1		4	3	2	1	
Kerma	.333	.515	.728	.946		.482	.833	1.29	1.4	
100 cm 50 mAs Lpmm	2.8	3.4	4.0	>4		2.4	2.8	3.4	4.0	60 cm 50 mAs
Kontrast	5	4	3	2		5	4	3	2	
Kerma	.410	.648	.891	1.17		.612	1.2	1.7	2.3	

Ne Tabelën 7.4 jepen të dhëna të matjeve gjatë ekspozimit të fantomës universale për tensione të ndryshme (50,60,70,80 KV), rryma të ndryshme 20,40 50 mAs, dhe distanca të ndryshme ne lidhje me nr e linjave per milimeter, numrin e pullave te numeruara dhe Kermen

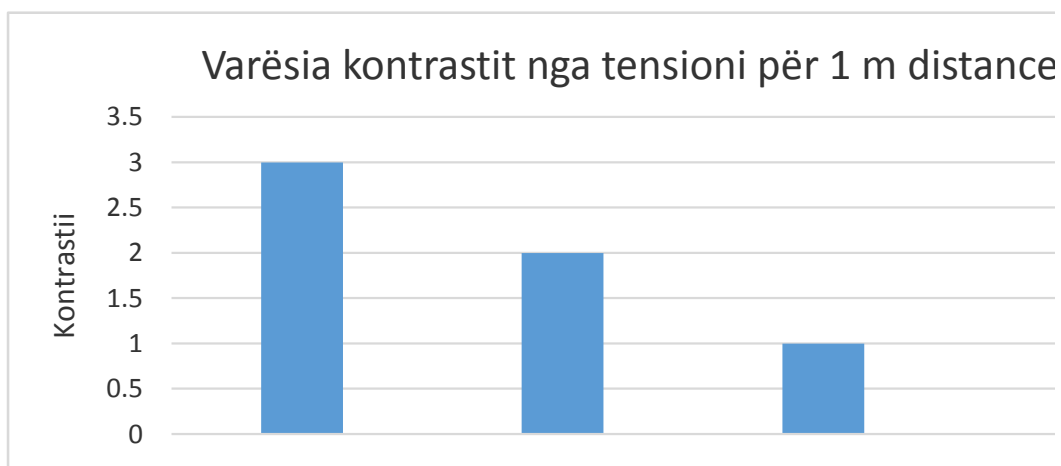
7.5 LIDHJA KONTRAST, REZOLUCION, DOZË NGA TENSIONI kV(Digital)

Figurë 7.5 Paraqet varësinë e rezolucionit nga tensioni për makinë digitale në lidhje me tablën e mësipërme



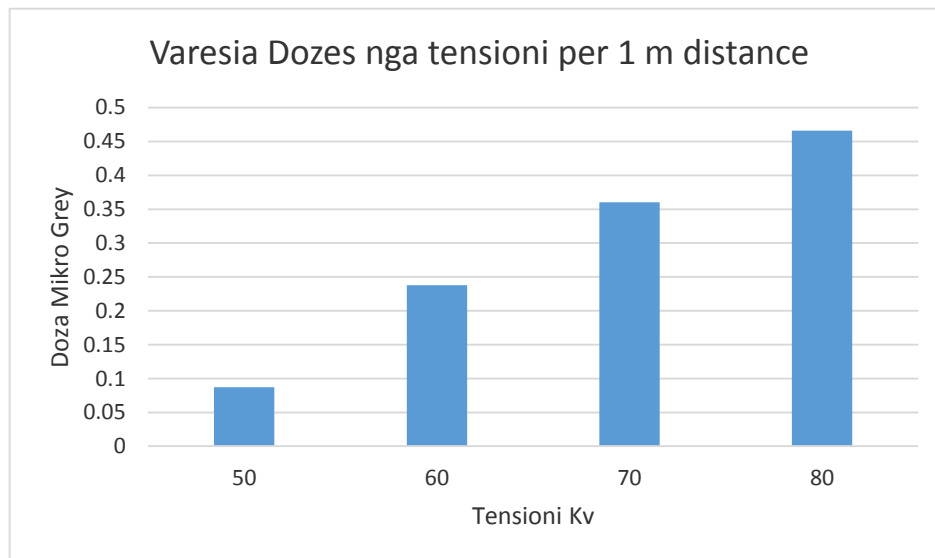
Figurë 7.7 Varësia e kontrastit nga tensioni për makinë digitale

Në përputhje me të dhënat e tabelës 7.4 . Sic shihet nga Tabelë kjo varësi është rritese. Rezolucioni rritet me rritjen e tensionit.[23][24]



Figurë 7.8 Varësia e kontrastit nga tensioni për makinë digitale

Sipas Tabelës 7.4. duket qartë që ka një varësi e cila vjen duke rënë



Figurë 7.9: Varësia e kermes nga tensioni

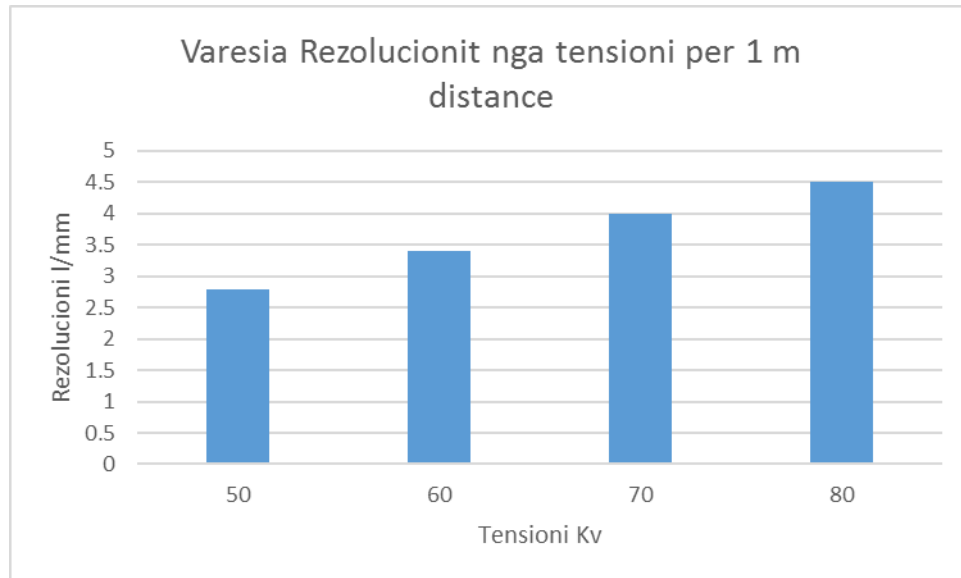
Nga ky grafik duket qartë që ka një rritje të dozës me rritjen e tensionit

Për makinën digitale jepen të dhëna në lidhje me shpërndarjen e tre parametrevë rezolucion , kontrast dozë për një makinë digitale për 80 Cm DFF . [17]

Tabelën 7.5 Shpërndarja e tre parametrave rezolucion , kontrast dozë për një makinë digitale për 80 Cm DFF

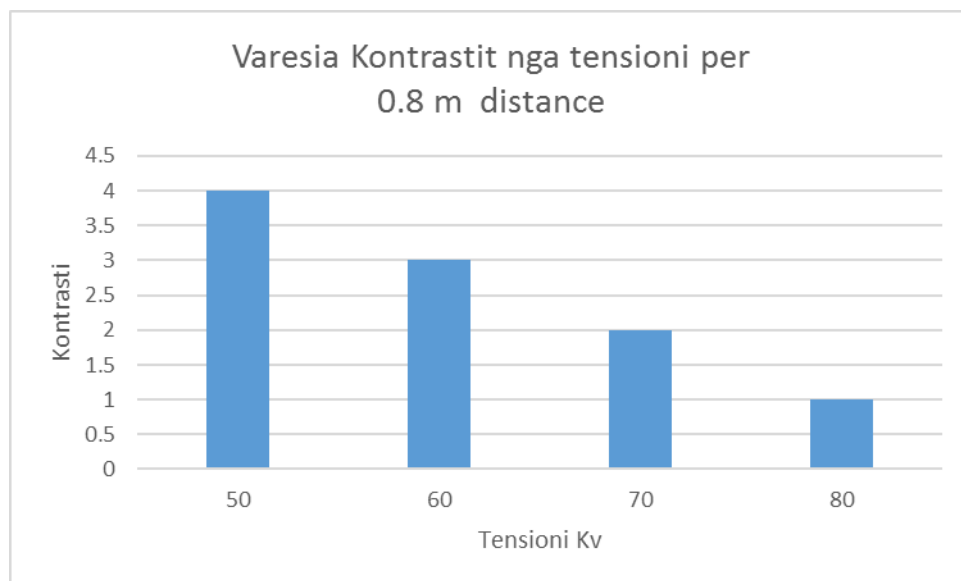
Lidhje Kontrats rezolucion Kerma nga kV	50 U	60 U	70 U	80 U
80 cm 20 mAs Lpmm	2.4	2.8	3.4	4
Kontrast	4	3	2	1
μGy	.279	.446	.626	.826
80 cm 40 mAs Lpmm	2.8	3.4	4.0	>4
Kontrast	4	3	2	1
μGy	.546	.898	1.3	1.66
80 cm 50 mAs Lpmm	3.4	4	>4	>4
Kontrast	4	3	2	1
μGy	.697	1.8	1.6	2.1
Matje	1	2	3	

Duke shfrytëzuar të dhënat e tabelës 7.5 u paraqiten grafikisht si me poshte ;



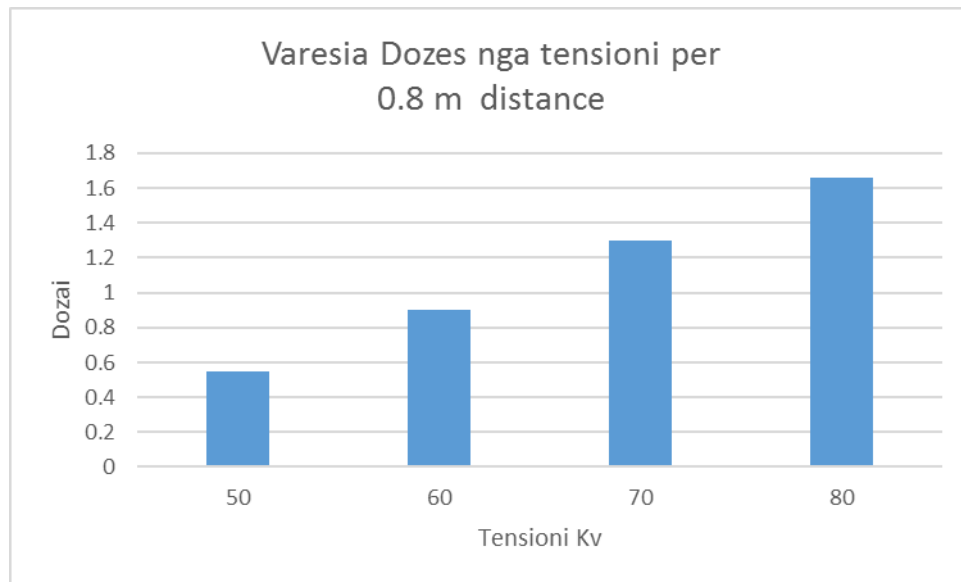
Figurë 7.10: Varësia e rezolucionit nga tensioni për 80 cm distance dhe 40 mAs

Figurë 7.11 tregon që varësia e rezolucionit nga tensioni për 80 cm distancë dhe 40 mAs është proporcionale.



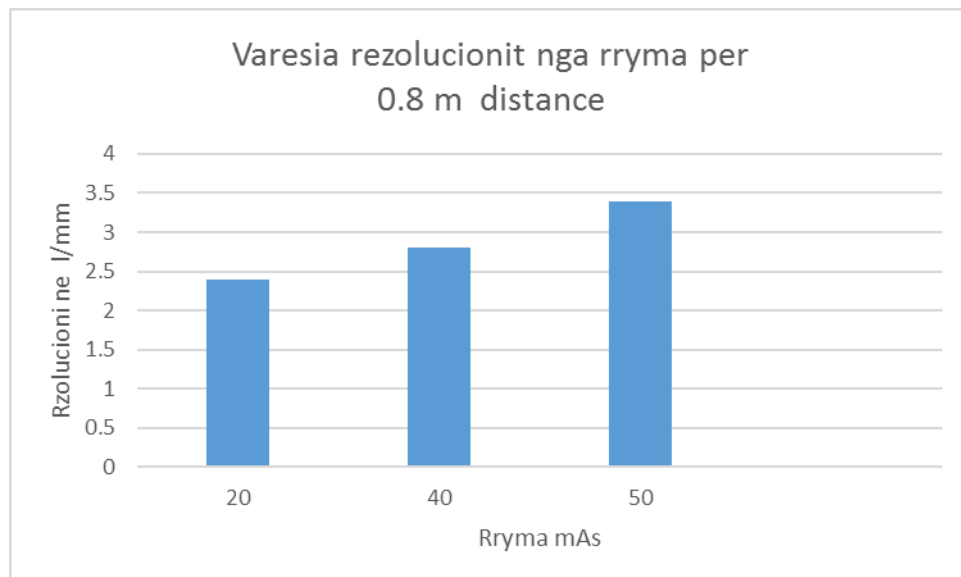
Figurë 7.11 Varesia grafike në formë kollonash e Kermes (mikro grey) nga rryma për tension 50 kV dhe distance 80 cm

Kjo varësi është varësi joproportionale.



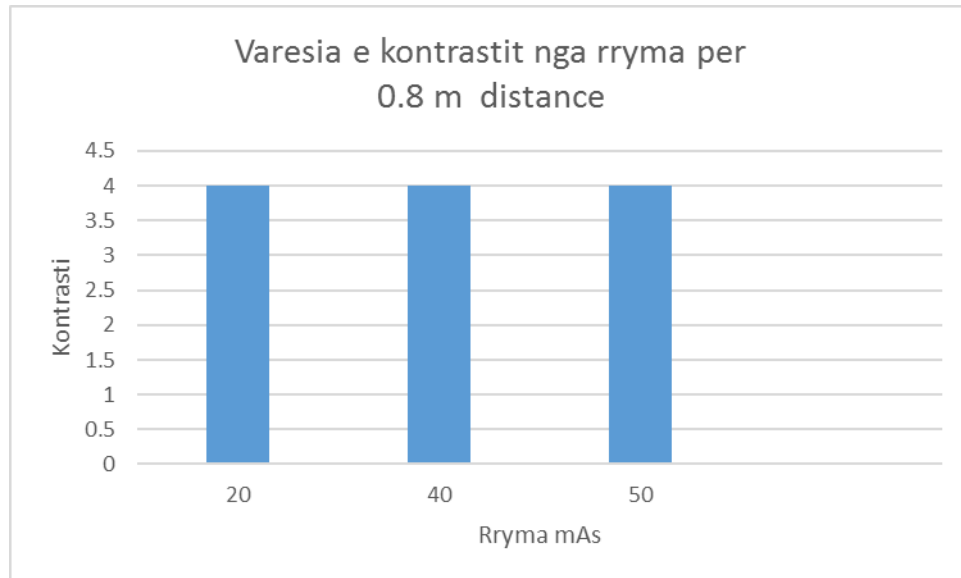
Figurë 7.12 Varësia e rezolucionit nga rryma për 80 cm distancë dhe 40 mAs

Sic duket kjo varesi është proporcionale



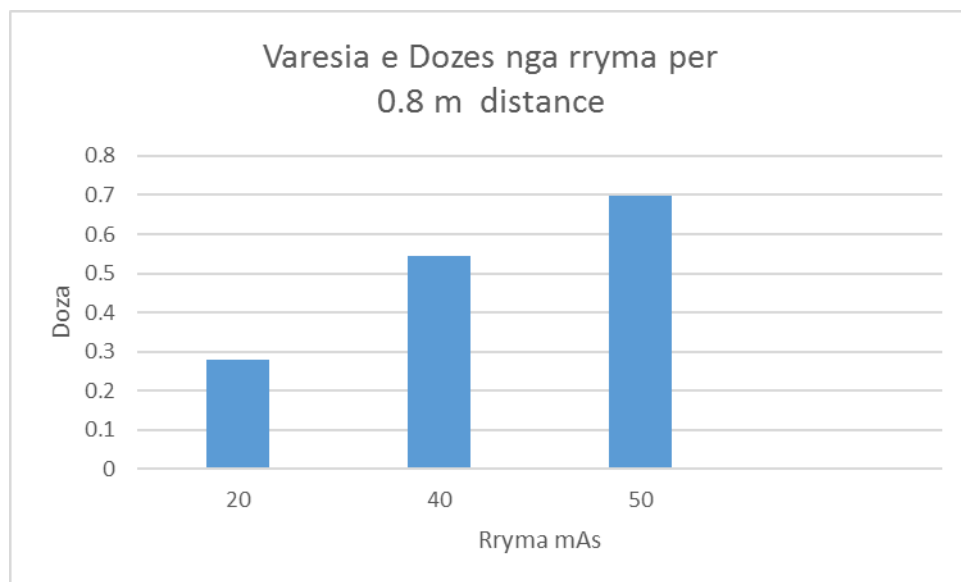
Figurë 7.13:Varesia e kontrastit nga rryma për 80 cm distance dhe 40 mAs

Kjo varësi është proporcionale.



Figurë 7.14 Varësia e kontrastit nga rryma

Kjo duket që është në përputhje me qëndrueshmërinë e tensionit me ndryshimin e rrymës. Matjet janë bërë me fantomë universal dhe ekspozimit automatik të makinës. Nuk egzistonte mundësia e heqjes së ekspozimit automatik gjatë eksperimentimit .



Figurë 7.15 Varesia e kermes nga rryma është proporcionale.

Varësia e Kermës nga rryma per 80 cm distance dhe 40 mAs

Meqenëse makina ka ekspozim automatik atëherë është marrë në konsideratë vetëm trashësia e fantomit universal ne llogaritjen e trashësisë se objektit nga vetë sistemi.

Duke marrë në konsideratë koeficienti $0.7 = 50kV/(x)$ kV. Koeficienti u mor në konsideratë në vlerësimet me ekspertë të ANEA sipas manualit meqë lidhet direkt me parametrat e fantomës universale dhe jo me parametrat e makines me rreze x.[26]

$X = 70.83$ kV shohim që optimizimi dhe në këtë rast është për tensionin 70 kV

Ky koeficient mund te llogaritet duke marreë raportin e nr të vijave për milimeter për të njëjtin fantom me patern ose duke numëruar shkallët e kontrastit. Nga vlerësimi del që për të njëjtin ekspozim pra pa ndryshuar fantomin dhe paternin ky raport është i barabarte me 0.7 .

Në këtë studim, pajisjet me rreze X janë zgjedhur ne mënyrë të rastit dhe doza e matur nga tubat e rrezeve x tregon që nuk prodhojnë të njëjtin ekspozim për të njëjtat parametra dhe ekspozimi bie me përdorimin e tyre.

7.6 PËRSHKRIMI I DISA DOZAVE PËR PACIENTET PAS NDRYSHIMEVE DHE OPTIMIZIMI I TYRE PËR DISA FAKTORË TË VECANTË

Në këtë material në vlerësimet e fundit të lidhjes dozë tension rrymë me rezolucionin dhe kontrastin, janë përdorur burime trefazore të energjisë sepse prodhohen më shumë rreze x për cdo mAs. Kjo karakteristikë është e rëndësishme për modelimin e dozës. Një ndryshim në ekspozim shpesh shkaktohet nga ndryshimet në filtrim. Në studim pajisjet kanë patur filtrim total 2.5 mm Alumin.

Është e njohur se doza është më e ndjeshme ndaj ndryshimeve kV se ndryshimet mAs. Para matjeve te dozës, testimi i kV është kryer me saktësi dhe u pa kV gjatë ekspozimit. Të gjitha matjet e dozës janë kryer në distancë të ndryshme nga 100 cm deri ne 60 cm. Me këtë studim duke vërejtur efektet e distancës në dozën u gjet varësia rënëse me inversin në kator të distancës. Për matjet e dozës, u përdorën dy procedura të ndryshme të matjes. Në procedurën e parë vlera mAs u mbajt konstante dhe vlerat kV janë ndryshuar për të pare varesinë e dozës me ndryshimin e kV. Në procedurën e dytë, vlera kV u mbajt konstante dhe vlerat e mAs janë ndryshuar për të parë ndryshimn e dozës me mAs. Kështu, efektet e kV dhe mAs u shqyrtuar veç e veç.

Meqënëse pajisjet me rreze x janë përzgjedhur në përputhje me kriteret e përmendura më sipër, vlerat e matura të dozës kanë treguar shpërndarje të gjerë për çdo grup matjesh për një pajisje në variabla të ndryshëm. Në këtë gjëndje, mesatarja e vlerave të dozës për secilin grup matjesh është përdorur për të treguar variacionet e kV. Nga matjet vleresimi tregon që ndryshimet më të forta të dozës janë të lidhur me tensionin sesa me rrymën por kjo nuk do të thotë që nuk ka lidhje të dozës me rrymën. Meqënëse pajisjet pothuaj kanë varësi të qëndrueshme të dozës nga rryma do të thotë që kjo varësi është më e dobët. Modelimi është realizuar tre herë për vlerat dozës në distanca të ndryshme të 100 cm, 80 cm dhe 60 cm, për sistemin digital është vlerësuar dhe tensione dhe rryma të ndryshme. Variacione janë parë në mes të vlerave të matjeve të marra në distanca të ndryshme. Këto kanë treguar përputhje me varësinë katrore inverse të distancës me dozën. Për respektimin e cilësisë së imazhit, u ekspozua fantoma dhe njëkohësisht me të njëjtat parametra u mat dhe doza në sipërfaqen hyrëse, dhe më tej imazhi u regjistrua dhe u përpunua me programe jo shumë të përshtatshme të mara nga interneti. Të njëjtat matje u kryen dhe në grafina të traditës konvencionale dhe pas ekspozimit u zhvillua filmi. Më tej në të dy llojet e matjeve u bë vlerësimi si për rezolucionin dhe për kontrastin. Testet e kontrastit e rezolucionit janë kryer në këto film dhe në imazhin e përpunuar në mënyrë elektronike. Për radiologjinë konvencionale mund të thuhet se është zvogëluar kontrasti me rritjen e kV mbi një vlerë të caktuar. Kontrasti më i mirë u pa në vlerat e 70 kV, sidomos në 70kV - 40mAs. Edhe pse për vlera të tjera mAs me 70kV konstantë matjet kanë treguar kontrast të mirë, kontrasti më i mirë me dozë të ulët është përcaktuar në 70kV - 40mAs.

Në testet e rezolucionit, mund të thuhet se rezolucioni është rritur në lidhje me rritjen e kV. Për shkak të kësaj, rezolucioni është i mirë në vlerat kV e 100kV me mAs ndryshme.

Ne radiologjinë digitale vlerat e optimizuara janë marre në nivele më të ulëta për shkak të ekspozimit automatik. Duke përdorur koeficientin e konvertimit dhe në këtë rast jem pothuaj në të njëjtat vlera prej 70 kV për imazhin më të mirë dhe rezolucionin më të mirë.

Ky ka qenë një vlerësim i elementeve fizike të sistemit dhe jo për një egzaminim të caktuar, por ky studim mund të konvertohet për një egzaminim të caktuar gjë që do ndihmojë në mënyrë adekuate për uljen e dozës që merr pacienti.

Por, në këtë studim, qëllimi ynë është për të marrë cilësi të lartë (të pranuar) të imazhit (si kontrast i mirë dhe Rezolucion e mirë), vlerat optimale të parametrave janë përzgjedhur si rekomandim. Parametër e 70kV - 40mAs mund të pranohen si rekomandimet më të mira teknike për të marrë imazhin e cilësi të lartë dhe dozë të ulët.

Nëse kërkohet që të ritet numri i parametrave të rekomanduar atëherë mund të themi që cilësi të mirë kemi për tensionin 70 KV dhe mAs prej (20, 40, 50mAs).

Nëse radiologët rregullojnë këto parametra në ekspozimet radiologjike si këto të rekomanduara më sipër ato do të jenë të sigurtë që ato do të marrin imazhin më cilësor me dozën më të ulët. Kjo do të jetë e sigurtë për një makinë të testuar brenda parametrave të cilët rekomandohen.

7.7 ZBATIMI I KONCEPTIT TË MËSIPËRM

Përshkrimi i disa dozave për pacientet pas ndryshimeve dhe optimizimi i tyre për disa faktorë të vecantë

Në këtë studim disa vlerësime janë bërë dhe në lidhje me dozën në pacient përpara dhe pas kontrollit teknik duke përfshirë dhe riparimin e makinës. Për makinën e marrë në studim dozat e matura janë të përafërta në lidhje me udhëzuesit e IAEA për dozën. Tabelë nr 19 te dhena nga zbatimi i konceptit, i cili paraqet zvogëlimin e dozës duke marrë në konsideratë kombinimin e kV duke e ritur atë me fushën e tufës me rreze x dhe pa një ndikim të vlerësuar mbi shpejtësinë e filmit por që në fakt është një faktor shumë i rëndësishëm. [19]

Si rezultat kemi marrë një reduktim doze të përshtatshëm

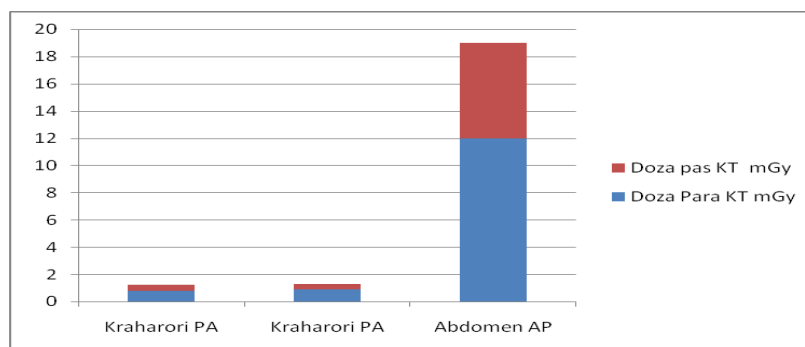
Vleresimi eshte realizuar ne spitalin e Durres

Sistemi i Përdorur ka qene MoM e ngjitur ne trupin e pacientit:

Tabelë 7.6: Paraqet të dhënat e dozës para dhe pas KT për egzaminime të caktuara

Kabineti	Egzaminimi	Doza Para KT mGy	Doza pas KT mGy	Reduktimi % I Dozes	Korektive
1	Kraharori PA	0.8	0.45	44%	Rritje e kV dhe reduktim te mAs dhe dimensioneve te tufes
2	Kraharori PA	0.9	0.38	58%	Rritje e kV dhe reduktim te mAs dhe dimensioneve te tufes
2	Abdomen AP	12	7	42 %	Rritje e kV dhe reduktim te mAs dhe dimensioneve te tufes

Gjithashtu mund të ndërhyhet dhe në rritjen e shpejtësisë së filmit, por kjo është jashtë qëllimit të këtij studimi.



Figurë 7.16 Varësia në formë kollonash shtese

Kjo varësi jep zvogëlimin e dozës ku baza paraqet vlerën e kermës para KT dhe me ngjyre te kuqeremte jepet vlera e kermës pas KT.

Duket qarte qe ka nje reduktim te madh te dozës. Efekti është i qartë në reduktimin e dozës thjesht duke ndërhyrë në parametrat bazë të makinës me reze x. Mbi këtë bazë është e rëndësishme që të përcaktohen disa nivele reference bazë për cdo lloj egzaminimi klasik për një

pacient normal në peshë. IAEA e ka studiur në detaje këtë fenomoen dhe ka paraqitur nivelet e mëposhtme të references për ekzaminime bazë.

Tabelë 7.7 Dozat e referencës sipas IAEA. Egazaminimi Doza hyrëse pa marrë në konsideratë shpërhapjen (mGy) [9]

Lumbarë	AP LAT LSJ	10/30/40
Abdomen	AP	10
Pelvis	AP	10
Hip joint	AP	10
Kraharori	PA LAT	0.4 / 1.5
Koka	PA LAT	5 3

Duke krahasuar praktikat lokale përkundër niveleve udhëzuese të dozës të pacientëve, është demonstruar se nivelet udhëzuese janë elemente shumë të rëndësishëm sasiorë për optimizimin e mbrojtjes së pacientit në diagnostikën radiologjike.

Nivelet udhëzuese ndryshe nga standartet bazë themelore të sigurisë janë të bazuara në vlerësime nëpër qendrat në të cilat përdoren makina me rreze x .

Nivelet udhëzuese duhet të kuptohen si udhëzime, dhe jo si detyrime ose standarde apo të zëvendësojnë standartet mjekësore

Duke rritur vlerën kV dhe duke reduktuar rrymën në mA dhe kohën në sek ne reduktojmë dhe dozën e marrë nga pacienti deri në 30-40 %, veçanërisht për kraharorin, duke ruajtur cilësinë e imazhit.

7.8 DOZA EFEKTIVE PER PUNONJESIT DHE PUBLIKUN NE DISA SPITALE NË SHQIPËRI

Shpërndarja e dozës efektive për punonjësit e ekspozuar profesionalisht dhe publikun

Vlerësimi i kësaj doze është bërë si më poshtë duke marrë në konsideratë faktoret vjetorë që ndikojnë në dozën efektive. [5]

Metoda. Me qëllim për të gjetur dozën efektive vjetore të publikut për makina me rreze x të ndryshme në Shqipëri është përdorur metoda e vlerësimit të dozës, përmes matjeve të normës kerma në zonat publike dhe vendqëndrimet e stafit në spitale të ndryshme në Shqipëri. Metoda konsiston në matjet e vlerës së kermës për energji dhe përgjigje në kohë të përshtatshme. Doza e matur shumëzohet me kohën për disa ekzaminimeve të ndryshme në radiologji. Doza maksimale vjetore efektive për publikun është llogaritur si vlerë: Fuqinë e dozës së doza e matur x numrin e ekzaminimeve në ditë x koha mesatare për ekzaminim x me numrin e ditëve të punës në javë x 4 javë në muaj dhe x 12 muaj.

Rezultate: Matjet mbulojnë spitaleve kryesore dhe shumë aspekte që lidhen me dozën vjetore efektive të publikut dhe personelit.

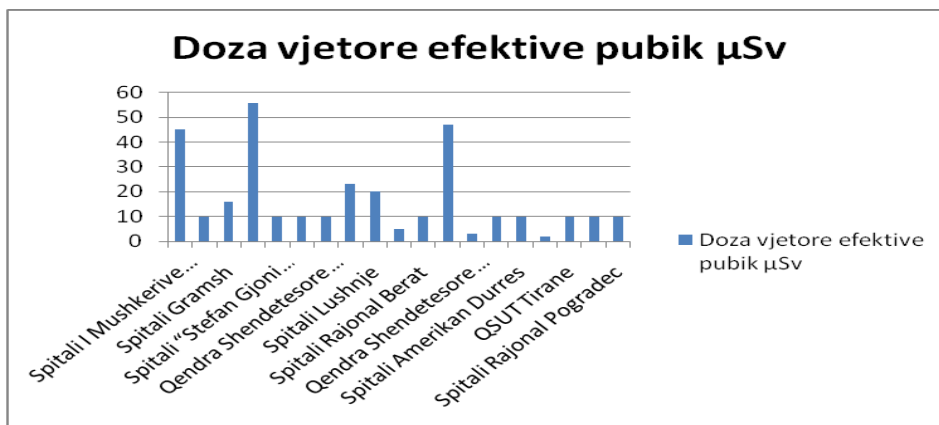
Matje janë bërë me pajisjet FH 40 G, Multi-Purpose Digital Meter

FH 40 G Dose rate measuring Unit

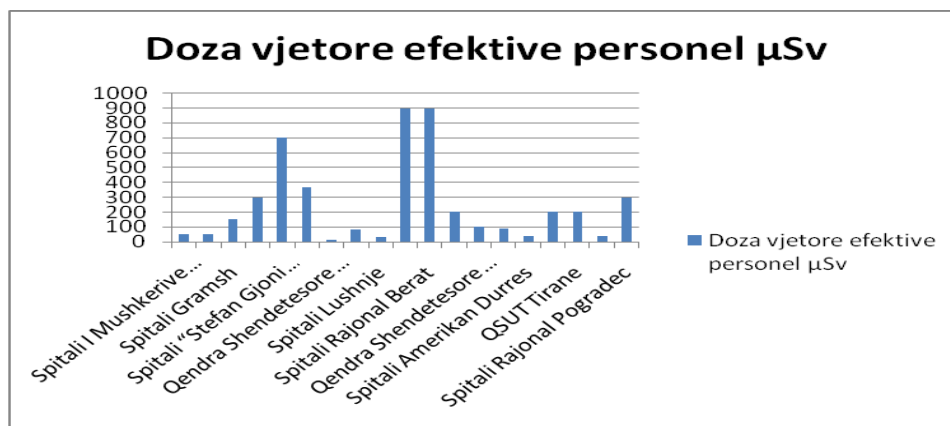
DB-033-961017E Thermo Scientific

Tabelë 7.8: Shpërndarja e dozës efektive për spitale të ndryshme në Shqipëri për publikun dhe punonjësit

Klinika Pajisje grafi	Doza vjetore efektive pubik μSv	Doza vjetore efektive personel μSv
Spitali I Mushkerive “Shefqet Ndroqi	45	48
Spitali Librazhd	10	50
Spitali Gramsh	16	150
Spitali Elbasan	56	300
Spitali “Stefan Gjoni “Kruje	10	700
Spitali Rajonal Lac	10	370
Qendra Shendetesore Fushe Kruje	10	10
Spitali Rajonal Durres	23	80
Spitali Lushnje	20	30
Spitali Fier	5	900
Spitali Rajonal Berat	10	900
Spitali Skrapar	47	200
Qendra Shendetesore Shijak	3	100
Spitali Kavaje	10	90
Spitali Amerikan Durres	10	40
Spitali Lezhe	2	200
QSUT Tirane	10	200
Dispanseria	10	40
Spitali Rajonal Pogradec	10	300



Figurë 7.17: Shpërndarja e dozës vjetore efektive për publikun



Figurë 7.18: Shpërndarja e dozës vjetore efektive për personelin

PËRFUNDIME

Në praktikë parametrat e makinës me rreze X janë shumë të rëndësishëm për të reduktuar dozën dhe për të marrë imazhe me cilësi të pranueshme. Reduktimi i dozës mund të merret nga ndryshimet adekuate të parametrave fizike pa humbur cilësinë e imazhit. Doza e rrezatimit optimale, për cilësinë optimale të imazhit mund të arrihen nga të kuptuarit e parametrave që ndikojnë në dozën rrezatimit dhe cilësinë e imazhit. Procesi i optimizimit të dozës gjithashtu ndikohet shumë fort nga programet e kontrollit teknik periodik të testimit të pajisjeve radiologjike. Në këtë studim, është marrë në konsideratë vetëm një aspekt duke studiuar parametrat dhe vlerat që janë më të përshtatshme për të marrë imazhin me cilësi të lartë dhe për të reduktuar dozën, me fjalë të tjera, për të optimizuar dozën, gjatë testeve të kontrollit teknik të pajisjeve me rreze X. Ky studim tregon se optimizimi i faktorëve teknike mund të çojë në reduktimin e dozës në mënyrë të konsiderueshme. Nëse parametrat e optimizuar zbatohen për pajisjet me rreze X gjatë kontrollit teknik të tyre, është e mundur për të përcaktuar një imazh me cilësi të mirë duke optimizuar parametrat me qëllim dhënien e një doze sa më të vogël.

Rezultatet tregojnë rëndësinë e trajnimit të personelit dhe personave që merren me kontrollin teknik të pajisjeve për të kuptuar sa i rëndësishëm është kontrolli teknik dhe si ky kontroll mund të ndikojë në pajisjet me rreze X. Përbushja e parametrave teknike ose qenia e tyre nën limitet e përcaktuara nga kontrolli teknik është shumë e rëndësishme për reduktimin e dozave tek pacienti. Doza dhe karakteristikat e imazhit do të jenë parametrat që kontrollohen dhe menaxhohen nga ana e stafit zbatues.

Vlerësimi i dozës për publikun dhe personelin paraqet rezultate shumë të ulëta. Kjo për shkak se publiku dhe personeli janë të mbrojtur ndaj rrezatimeve, dhe sepse nëpër spitale kabinetet e radiografisë janë ndërtuar për pajisje shumë më të hershme dhe masat mbrojtëse janë ekstreme dhe këto pajisje janë zëvendësuar me të reja me kushte më të mira lidhur me rrezatimet. Krijimi një sistemi të ri rregullator si dhe zbatimi i një murri të madh rregulloresh bashkëkohore ka ulur dozën efektive.

Shpesh është mungesa e njohurive të stafit e cila çon në një mbivlerësim të elementeve mbrojtës kështu që dhe stafi dhe publiku janë mbimbrotur në të gjitha aspektet. Doza vjetore efektive për publikun është shumë e ulët sepse në Shqipëri kultura e sigurisë është shumë e ulët kështu që aspektet mbrojtëse mbivlerësohen duke ulur në ekstrem dozat.

REKOMANDIM

Duke vlerësuar rëndësinë e kontrollit teknik të pajisjeve me rreze X, po japim një informacion mbi PROTOKOLLIN E KONTROLLIT TEKNIK TË APARATEVE TË RËNTGENIT NË SISTEMIN E RADIOLOGJISË

Për ruajtur funksionimin cilësor të pajisjes me rreze X është shumë i rëndësishëm kontrolli teknik i tyre, që konsiston në një cikël testesh ku verifikohen elemente të ndryshëm të pajisjeve rreze X. Këto teste konsistojnë në verifikimin e saktësisë së tensionit (kVolt), në qëndrueshmërinë e përsëritjen të vlerave të tensionit, në varësinë e tensionit me ndryshimin e rrymës, filtrimi i përgjithshëm, koha e ekspozimit, fuqia e rrezatimit në dalje, përputhja e qendrës së tufës me rreze X dhe qendrës për marrjen e imazhit, ortogonaliteti i tufës së rrezeve x dhe marrësit të imazhit, kolimimi, rrjedhja e rrezatimit, kontrasti dhe aftësia ndarëse etj. Studimi ka për qëllim analizën dhe realizimin e këtyre testeve, bashkërendimin ndërmjet tyre dhe vlerësimin e parametrave të funksionimit të pajisjeve me rreze X si dhe optimizmin e mëtejshëm për reduktimin e dozave të rrezatimit të pacientit. Për optimizmin e mëtejshëm janë marrë në konsideratë aftësia ndarëse, kontrasti dhe dozat. Pajisjet janë verifikuar nga ana e parametrave fizikë dhe për disa ekzaminime është bërë një vlerësim i veçantë. Nga ky vlerësim arrijmë në përfundim se për të marrë një imazh të qartë duhet të përdorim tension të lartë dhe kohe të shkurtër ekspozimi. Nga rezultatet për kontrollin e parametrave fizikë mund të thuhet se kontrasti më i mirë arrihet për vlerat 70 kV dhe 40 mAs. Për zvogëlimin e dozës efektive duhet të kemi rritje të tensionit dhe zvogëlim të kohës së ekspozimit si dhe dimensioneve të tufës. Mbështetur në këto elemente të cilët shërbyen si bazë për Komisionin i Mbrojtjes nga Rrezatimet i cili përgatiti Vendimin e Këshillit të Ministrave Nr 404 datë 18 Qershor 2014 . “Për rregullat bazë të instalimeve radiologjike në mjekësi”. Implementimi i këtij kontrolli fillon në Janar 2015.

REFERENCA

1. International Commission on Radiological Protection, 1990 Recommendations of ICRP, Publication 60, (1991)
2. European Commission, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, EUR 16260 EN, June 1996
3. International Commission on Radiological Protection, Radiological Protection and Safety in Medicine, Publication 73 (1996)
4. International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, IAEA, Vienna, Safety Series GSR part III
5. S.Rannikko, K.T.K.Karila, M.Toivonen, Patient and Population Doses of X-ray Diagnostics in Finland, STUK, Helsinki, A-144, September 1997
8. International Atomic Energy Agency, Radiation Doses in Diagnostic Radiology and Methods for Dose Reduction, TECDOC-796, Vienna, April 1995
9. European Commission, Guidance on diagnostic reference levels (DRLs) for medical exp
10. Theodhor Karaja Leksione
11. AAPM (1981). Basic quality control in diagnostic radiology. AAPM Report No. 4, (1981)
AAPM (2002). Quality control in diagnostic radiology. AAPM Report No. 74, (2002)
12. Brix, G., Nekolla, E., & Griebel, J. (2005). Radiation exposure of patients from diagnostic and interventional X-ray procedures. Radiologe, Vol.45, No.4, (April 2005), pp. 340-349
13. Ciraj, O., Markovic, S., & Kosutic, D. (2005). First results on patient dose measurements from conventional diagnostic radiology procedures in Serbia and Montenegro.
14. Hendee, E., Chaney, E., & Rossi, R. (1984). Radiologic Physics, Equipment and Quality Control, Year Book Medical Publishers, Chicago, USA
15. IAEA (1996). International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources. IAEA Safety Series 15, ISBN 92-0-104295-7, Vienna, Austria

16. IEC 61223-3-1:1999 (1999). Evaluation and routine testing in medical imaging departments. Acceptance tests. Imaging performance of X-ray equipment for radiographic and radiosopic systems, BSI, ISBN 0-580-32753-1, London, England
16. Papadimitriou, D., Perris, A., Molfetas, M., Panagiotakis, A., Manetou, A., Tsourouflis, G., Vassileva, J., Chronopoulos, P., Karapanagiotou, O., & Kottou, S. (2001). Patient dose, image quality and radiographic techniques for common X-ray examinations in tēo Greek hospitals and comparison ēith European guidelines.
16. CJ Martin, PhD, FIPEM, FioP Health Physics, Gartnavel Royal Hospital, Glasgoē, Scotland
Optimisation in general radiography
19. Optimization of Patient Protection in Diagnostic Radiology by Application of Guidance Levels C.Milu and V.Tomulescu Institute of Public Health, Bucharest, Romania
Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice technical reports series no. 457
20. Mana Sezdi Istanbul University Turkey Dose Optimization for the Quality Control Tests of X-Ray Equipment
21. Conference of radiation control program directors crcpd publication 01-6
quality control recommendations for diagnostic radiography volume 3: radiographic or fluoroscopic machines published 205 capital Avenue Frankfort, Kentucky 40601 ēēē.crcpd.org
22. Olivera Ciraj, Srpko Marković, Duško Košutić the journal of preventive medicine 2004; 12 (3-4): 26-3426 patient dose from conventional diagnostic radiology procedures in serbia and montenegro
23. Olivera Ciraj , Olivera Marinkovic , Dragutin Lomic VINCA Institute of Nuclear Sciences, Belgrade, Serbia .Clinical center of Serbia, Belgrade, Serbia
Clinical center Zemun, Belgrade, Serbia Quality control and patient dosimetry in diagnostic radiology in Serbia
24. IAEA Training Material on Radiation Protection in Diagnostic and Interventional Radiology
radiation protection in diagnostic and interventional radiology

25. B.Aghahadi¹, Z. Zhang¹, S. Zareh, S. Sarkar, P.S.Tayeb Impact of quality control on radiation doses received by patients undergoing abdomen X-ray examination in ten hospitals

26. Manual i fantomit Universal